

線量評価の概念

原子力災害 専門研修
WBC研修 標準テキスト1

国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
Ver.202203

被ばく医療と線量評価

被ばく医療

- 診断
- 除染
- 医療措置(カウンセリング含)



連携

放射線学的な対応

- 放射線測定
- 線量評価・線量再構築
- 放射線防護

多様な放射線事故に対応



東海村ウラン加工施設における臨界事故
(1999)



福島第一原子力発電所事故
(2011)

2

放射線事故が発生した場合には、被ばく医療と放射線学的な対応との適切な連携が必要となります。

放射線学的な対応の中には、放射線計測、線量評価、線量再構築があります。これらの結果は、放射線防護に関する対応策や除染の必要性の有無を判断する材料としてのみではなく、診断・医療措置にあたって参考とすべき情報のひとつとして役立てられます。

被ばく線量評価

緊急被ばく医療における線量評価のニーズ

- 迅速に被ばく線量の程度を把握する（トリアージ/スクリーニング）
- 医療介入を行うための判断材料のひとつとする

物理学的線量評価

- 国際放射線防護委員会(ICRP)により線量評価の方法が提示されている。
- 放射線防護量(実効線量, 等価線量)はトリアージに適した指標となる。
- 高い線量域(例えば実効線量100mSv以上)では詳細な線量評価(再構築)が必要。放射線防護量ではなく組織吸収線量を評価する。

3

緊急被ばく医療における線量評価のニーズとして、

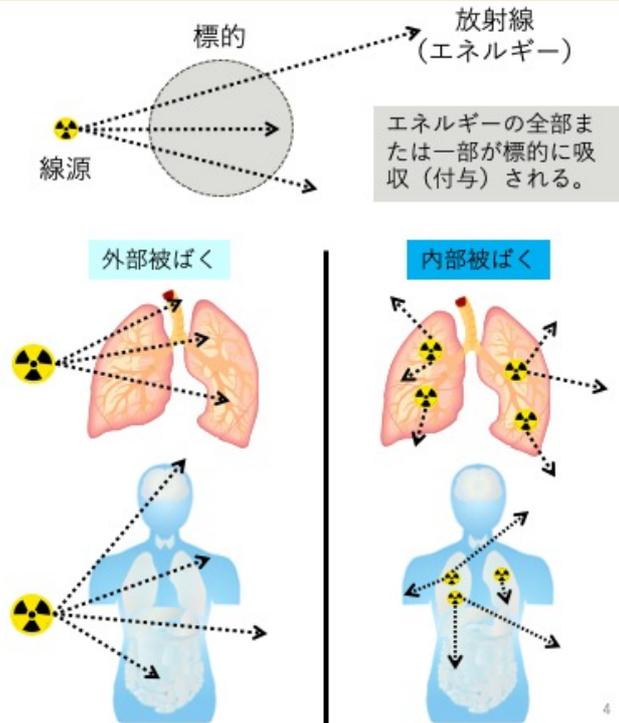
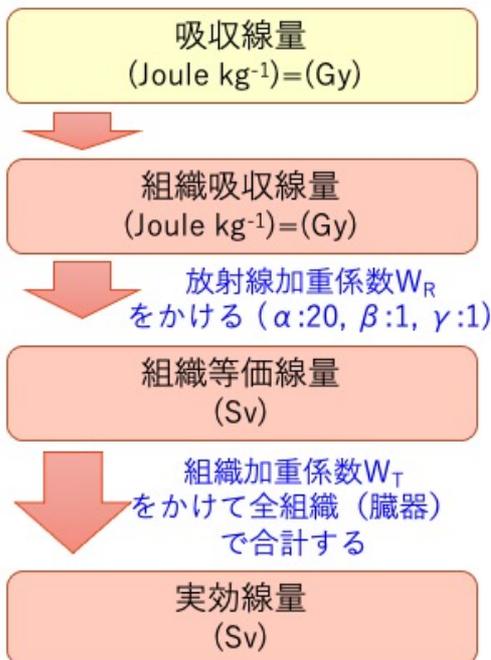
1. トリアージ/スクリーニングにおいて被ばく線量の程度を迅速に把握すること
2. 医療介入を行うための判断材料のひとつとすることが挙げられます。

線量評価には、放射線が人体に付与するエネルギーを直接的に計算する物理学的線量評価と染色体異常の頻度を観察する生物学的線量評価があります。しかし、生物学的線量評価の場合には採血が必要となるため、相当の被ばくを受けたことが明らかでない時点では物理学的線量評価が優先されます。物理学的線量評価の方法は、国際放射線防護委員会（ICRP）によって提示されています。

実効線量や等価線量といった放射線防護量は、平常時において線量限度を超えることがないことを確認する放射線管理の目的に使用されますが、緊急被ばく医療においてもおよその被ばく線量の程度を把握するトリアージに役立つことができると考えています。

実効線量が100mSv以上となる高い線量を被ばくした場合には、放射線防護量ではなく、利用可能な情報（被ばくした個人の体格・代謝、臓器・組織ごとの生物学的効果比など）を考慮して臓器・組織ごとの吸収線量を評価することになりますが、これには時間を要します。

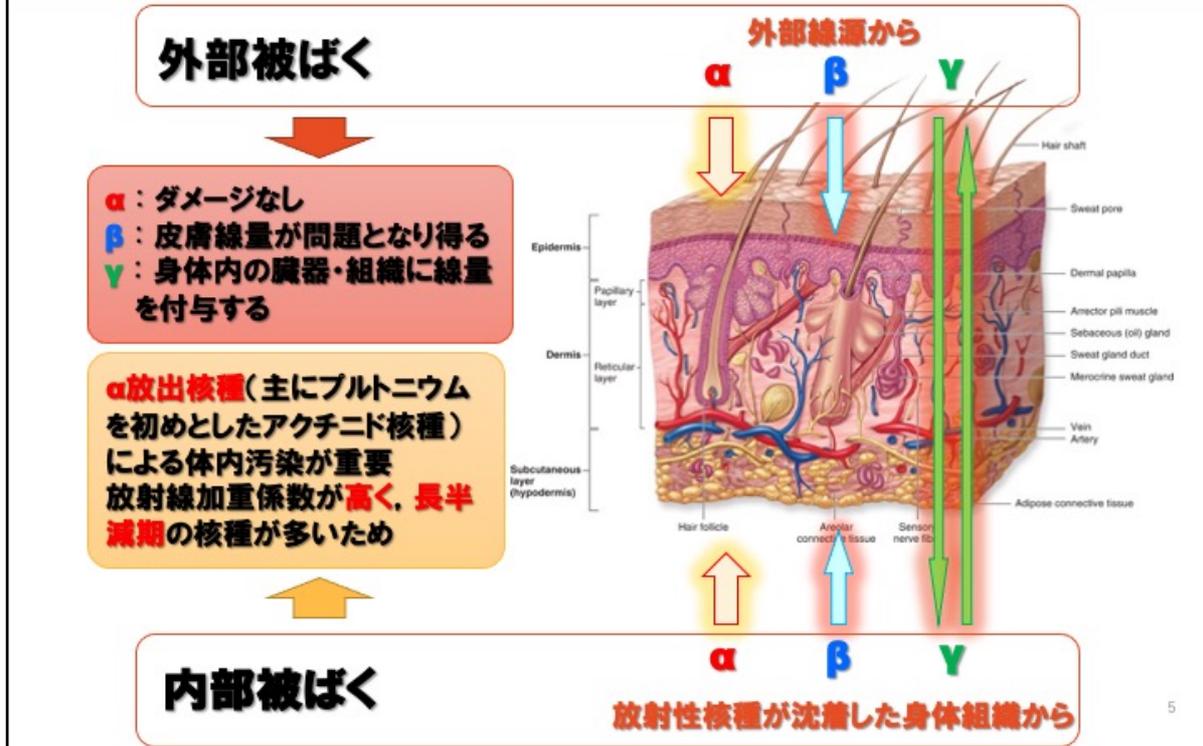
実効線量



放射線被ばくによる臓器・組織ごとの吸収エネルギーは、放射線の種類、臓器・組織の形状、線源の位置などによって変わります。例えば、 α 線や β 線の場合、外部被ばくでは体表面付近にのみにエネルギーが付与されますが、内部被ばくでは放射性核種が取り込まれている体内の臓器・組織に付与されます。臓器・組織が1kgあたりに吸収するエネルギーを組織吸収線量 (Gy) といいます。

たとえ組織吸収線量が同じであったとしても、それが α 線によるものか、 β 線や γ 線によるものかによって生物学的効果は異なります。これを考慮するための係数を放射線加重係数といい、組織吸収線量に掛けることで組織等価線量 (Sv) が計算されます。さらに、臓器・組織ごとの等価線量を組織加重係数で重み付けすることで実効線量 (Sv) が計算されます。放射線加重係数は確率的影響に適用するもので組織反応 (確定的影響) には適用できません。また、高LET放射線 (中性子およびアルファ粒子) を含む事故の場合、組織反応に関する生物効果比 (RBE) を用いるべきです。実効線量は確率的影響の発生を制限するために用いられ、組織反応の可能性の評価には適用できません。

放射線の種類と被ばくの関係



外部被ばくの場合、 α 線は皮膚の表層までしか到達せず、人体への影響はありません。

β 線は、皮膚表面から平均深さ70 μm の位置にある基底層にエネルギーを付与するため、確率的影響や確定的影響を引き起こす可能性があります。

γ 線は、体内の臓器・組織を透過する中で、さまざまな部位に一定のエネルギーを付与する可能性があります。

内部被ばくの場合、 α 線や β 線はそれらが取り込まれた臓器・組織に対して局所的にほぼ全てのエネルギーを付与します。

特に α 線は生物学的効果比が高く、また α 線放出核種であるプルトニウム等のアクチノイド元素の物理学的半減期及び生物学的半減期が両方とも長いため、わずかな摂取でも被ばく線量が高くなる特徴があります。

等価線量を計算するための放射線加重係数

等価線量 [単位 : Sv]

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

H_T : 臓器・組織Tの等価線量
 w_R : 放射線加重係数
 $D_{T,R}$: 臓器・組織Tの平均吸収線量

主な放射線の種類	Publ. 26	Publ. 60	Publ. 103
光子	1	1	1
電子	1 [†]	1	1
陽子	25	5	2
アルファ粒子	25	20	20

[†]トリチウムから放出されるベータ線については2

6

等価線量を計算するための放射線加重係数は、表に示すようにICRPによって与えられ、改訂されてきました。

ICRP Publ. 103において、現在は光子及び電子に対して1、陽子に対して2、アルファ粒子に対して20が与えられています。

実効線量を計算するための組織加重係数

臓器・組織	Publ. 26	Publ. 60	Publ. 103
肺	0.12	0.12	0.12
胃	-	0.12	0.12
結腸	-	0.12	0.12
(赤色) 骨髄	0.12	0.12	0.12
乳房	0.15	0.05	0.12
生殖腺	0.25	0.20	0.08
甲状腺	0.03	0.05	0.04
食道	-	0.05	0.04
膀胱	0.3	0.05	0.04
肝臓	-	0.05	0.04
骨表面	-	0.01	0.01
皮膚	-	0.01	0.01
脳	-	-	0.01
唾液腺	-	-	0.01
残りの臓器・組織	0.3	0.05	0.12

- 考慮された損害
- ✓ 致死ガンの確率
- ✓ 非致死ガンの加重された確率
- ✓ 重度遺伝的影響の加重された確率
- ✓ 寿命損失の相対的な長さ
- 損害の発生確率の全身平均
- 年齢、性別に関する平均化

7

実効線量を計算するための組織加重係数も、放射線加重係数と同様にICRPから与えられ、改訂されてきました。

ICRP Publ. 26では6つの臓器・組織にのみに対して個別の組織加重係数が与えられ、それ以外の臓器・組織は「残りの臓器・組織」として扱われていました。

現在は、放射線影響に関する知見に基づいて細分化され、14の臓器・組織について個別の係数が与えられています。特に、遺伝的影響に対するリスクが小さいという理解が進んだことから、生殖腺に対する係数は当初の0.25から0.08にまで下げられました。

放射線加重係数の根拠となる損害（デトリメント）として、致死及び非致死ガンの確率、重度の遺伝的影響の確率、寿命損失などを考慮していますが、これらは人種、年齢、性別等に関して平均化されたノミナルな（名目上の）リスクに基づいています。

それゆえ、実効線量は放射線防護量として、平常時において線量限度を超えることがないことを確認する放射線管理の目的（前向きな評価）に対してのみ使用できるものであり、特に高い線量を被ばくした個人に対する遡及的な評価（後ろ向きな評価）に用いるべきものではありません。

個人線量計による外部被ばく線量の測定

積算式



OSLバッジ



ガラスバッジ

電子式



- 個人線量計は適切な位置に着用!!



外部被ばく線量は一般的に個人線量計による測定によって管理します。個人線量計には、1ヵ月～3ヵ月の期間中に被ばくした線量を測定する積算式と、リアルタイムで線量を確認することができる電子式があります。いずれの個人線量計も、適切な位置に着用して放射線業務に従事することが大切です。

個人線量計による外部被ばく線量の測定

□着用部位

- 体幹部（胸ポケット、腰ベルトの位置）
- 襟元
- 手首又は指

□測定値

- 1cm線量当量
- 70 μ m線量当量
- 3mm線量当量



9

個人線量計の着用位置は、男性については胸部、女性については腹部となります。

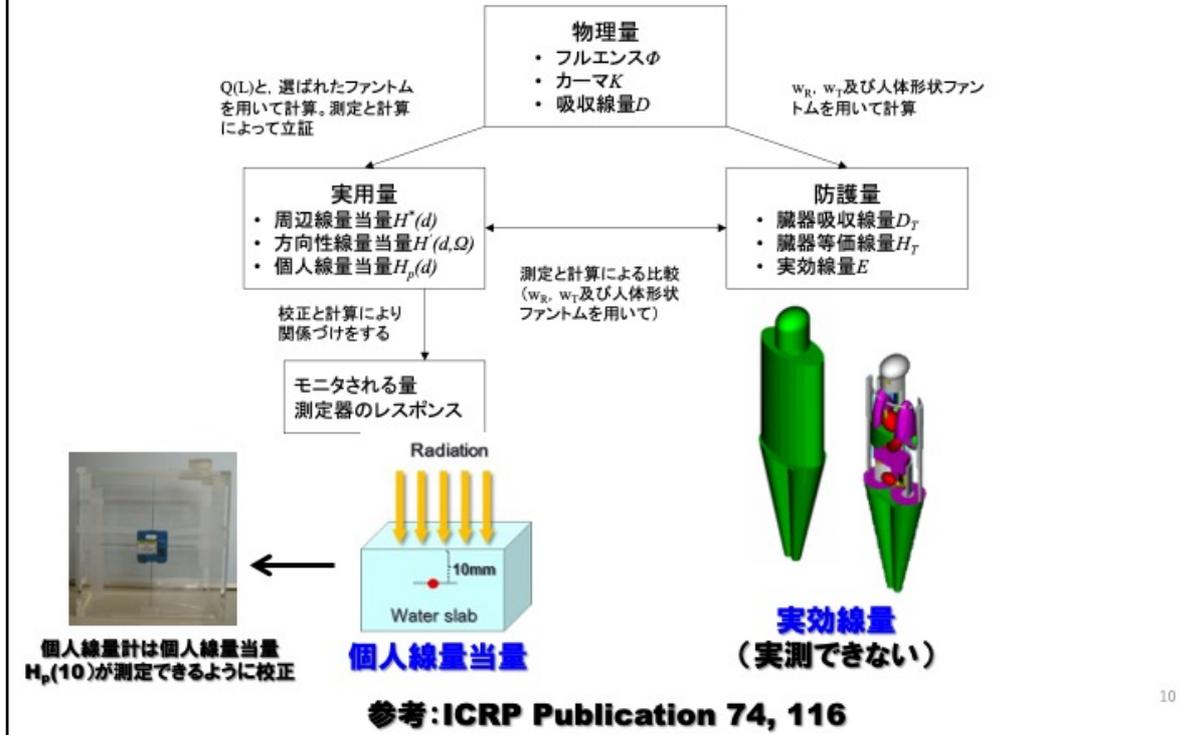
実効線量を評価するためには、組織加重係数が与えられている全ての臓器・組織の組織等価線量を評価する必要がありますが、それは困難であるため、正面からの外部被ばくに対して実効線量よりも高い値が示される1cm線量当量（人体等価物質の深さ1cmの位置での線量）が測定されます。

通常、1cm線量当量と併せて皮膚線量を評価する目的で70 μ m線量当量も測定され、1cm線量当量と70 μ m線量当量のいずれか高い方の値が、水晶体線量を評価する3mm線量当量とみなされます。

指先や頭頸部などが局所的／不均一に被ばくする可能性がある場合には、襟元や手首・指などにも個人線量を着用する場合があります。

近年、水晶体の線量をより正確に測定するために、眼に近い位置で3mm線量当量を直接測定する個人線量計も開発されています。

外部被ばく線量の概念



個人線量計で測定される個人線量当量（1cm/70 μ m/3mm線量当量）やサーベイメータで測定される周辺線量当量は、実際に測定できる実用量と呼ばれています。

実用量は、一般的に防護量（臓器吸収線量、臓器等価線量、実効線量）よりも高い値を示すため、放射線管理の目的で線量限度を超えていないことを簡便に確認することに役立ちます。

外部被ばく線量の概念

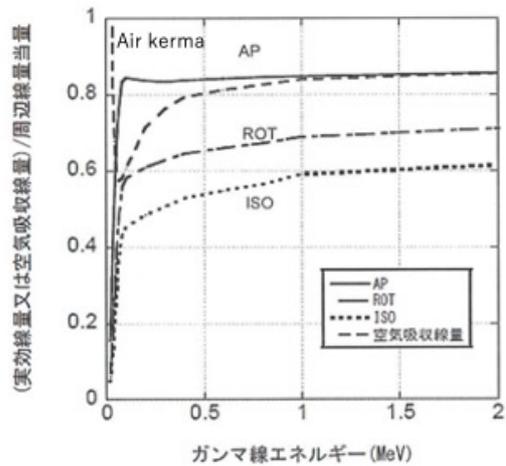
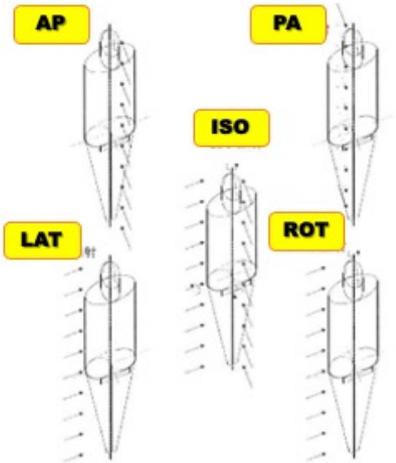


実効線量
(防護量)

(大抵の場合)



周辺線量当量
(実用量)



特集 放射線防護に用いられる線量概念, 日本原子力学会誌(2013)から引用

環境中において様々な方向からの放射線被ばくする状況についても、サーベイメータで測定される周辺線量当量（実用量）が実効線量（防護量）よりも高い値を示すことが確認されています。

外部被ばく線量の計算

作業者が誤って¹³⁷Cs線源(37TBq)から1.5m離れた場所で約10分間の照射を受けたことが判明した。
この作業者が受けた外部被ばく線量を計算せよ

$\Gamma = 0.0779 \text{ (}\mu\text{Sv m}^2 \text{ MBq}^{-1} \text{ h}^{-1}\text{) for } ^{137}\text{Cs}$

$$E = \frac{A \times \Gamma \times t}{d^2} = \frac{3.7 \times 10^7 \times 0.0779 \times 1/6}{1.5^2} = 2.1 \times 10^5 \text{ (}\mu\text{Sv)} = 210 \text{ (mSv)}$$

放射能(MBq) → A
時間(h) → t
距離(m) → d

12

ある放射性核種の点線源による外部被ばく線量（実効線量）は、実効線量率定数を使用して計算することができます。
実効線量率定数は、1MBqの点線源が1m離れた位置に存在している場合の1時間当たりの実効線量（ μSv ）で、
例えばCs-137の場合は $0.0779 \text{ (}\mu\text{Sv m}^2 \text{ MBq}^{-1} \text{ h}^{-1}\text{)}$ です。
37TBqのC-137線源から1.5m離れた場所で約10分間照射を受けた場合の実効線量は210mSvと計算されます。
スライドの計算式に示すように、線量は距離の2乗に反比例します。

外部被ばく線量率定数

放射性核種	半減期	γ線エネルギー (MeV)－放出率	1MBq, 1mでの 実効線量率(μSv h ⁻¹)	1MBq, 1mでの 周辺線量当量率(μSv h ⁻¹)
²⁴ Na	2.609y	1.275 – 99.9%	0.284	0.333
⁵⁴ Mn	312.1d	0.835 – 100%	0.111	0.13
⁵⁹ Fe	44.5d	1.099 – 56.5% 1.292 – 43.3%	0.147	0.171
⁶⁰ Co	5.271y	1.173 – 100% 1.333 – 100%	0.305	0.354
⁸⁵ Sr	64.84d	0.514 – 96.0%	0.0697	0.0826
^{110m} Ag	249.8d	0.658 – 94.0% 0.885 – 72.2% 0.937 – 34.1% 1.384 – 24.1%	0.354	0.416
¹³⁷ Cs	30.04y	0.662 – 85.1%	0.0779	0.0927
¹⁹² Ir	73.83d	0.296 – 28.7% 0.308 – 30.0% 0.317 – 82.7% 0.468 – 47.8%	0.117	0.139
²⁴¹ Am	432.2y	0.0595 – 35.9%	0.00395	0.00529

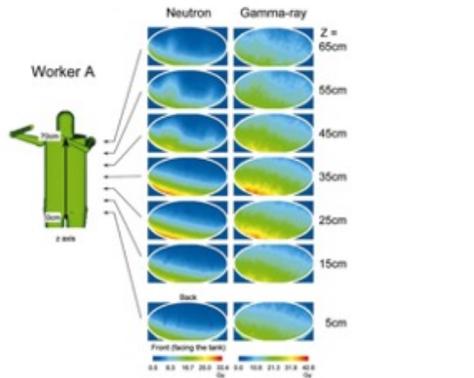
参考:アイトープ手帳第10版

13

主要な放射線源に対する実効線量率定数及び周辺線量当量率定数はスライドに示す通りです。

いずれの核種に対しても、周辺線量当量率定数が実効線量率定数よりもわずかに大きいことが確認できます。

外部被ばく事故時の線量再構築



In the JCO criticality accident
A. Endo and Y. Yamaguchi, Radiation Res. (2003)



In the overexposure case with gamma radiography
FCA DaSaliva et al., J. Radiat.Prot. (2005)

実際の外部被ばく事故では、線源の形状や被ばく時の体勢が状況に応じてさまざまです。

このような状況を再現し、線量を再構築する手法として、数値シミュレーションが有効ですが、専門家の高度な知識及び技術が必要となります。

内部被ばく線量評価の方法

国際放射線防護委員会 (ICRP) が放射線防護において推奨する方法



体外計測法
(肺モニタ)



バイオアッセイ法
(陰イオン交換)

個人モニタリング

摂取から測定までの経過時間に応じた
残留率・排泄率で除す

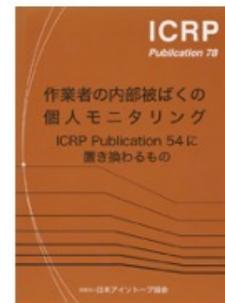
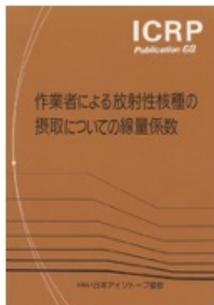


摂取量の推定

線量係数を乗じる



線量評価 (実効線量)



内部被ばく線量を評価するためには、体外計測法やバイオアッセイ法による個人モニタリングによって、体内に残留する／排泄物中に含まれる放射能を測定する必要があります。

摂取量を推定するためには、個人モニタリングで測定した体内残留量や排泄物中の放射能を残留率又は排泄率で除すこととなりますが、これらの値は放射性核種を摂取してからの経過時間に依存して変わります。

実効線量は、推定した摂取量に線量係数を乗じることで計算されます。

実効線量の概念

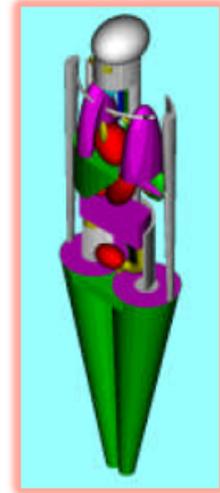
吸収線量 (Gy)

放射線加重係数を乗じる

等価線量 (Sv)

組織加重係数を乗じて、全臓器の合計を計算

実効線量 (Sv)



各臓器の実際の吸収線量は測定できない・・・

したがってモデルを用いる

16

吸入／経口摂取した放射性核種による内部被ばくの線量係数の導出には、モデルによる計算が必要となります。

はじめに、摂取した放射性核種の体内での挙動を表す体内動態モデルを解析し、各臓器・組織での50年間にわたる総崩壊数が計算されます。

次に、人体を模擬した数値ファントムを使用した放射線輸送計算により、体内で放出された放射線が各臓器・組織にどの程度のエネルギーを付与するかが計算されます。

以上の結果から、1Bqの放射性核種を摂取した場合の実効線量を表す線量係数 (Sv/Bq) が導出されます。

放射性核種の体内動態

核種(厳密には元素)によって体内動態に特徴がある..



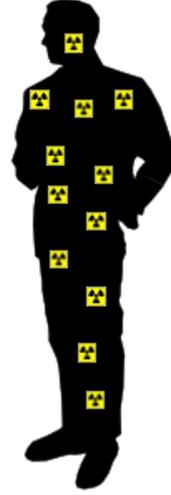
甲状腺に集積する元素

ヨウ素



肝臓と骨に集積する元素

プルトニウム



全身に分布する元素

セシウム

17

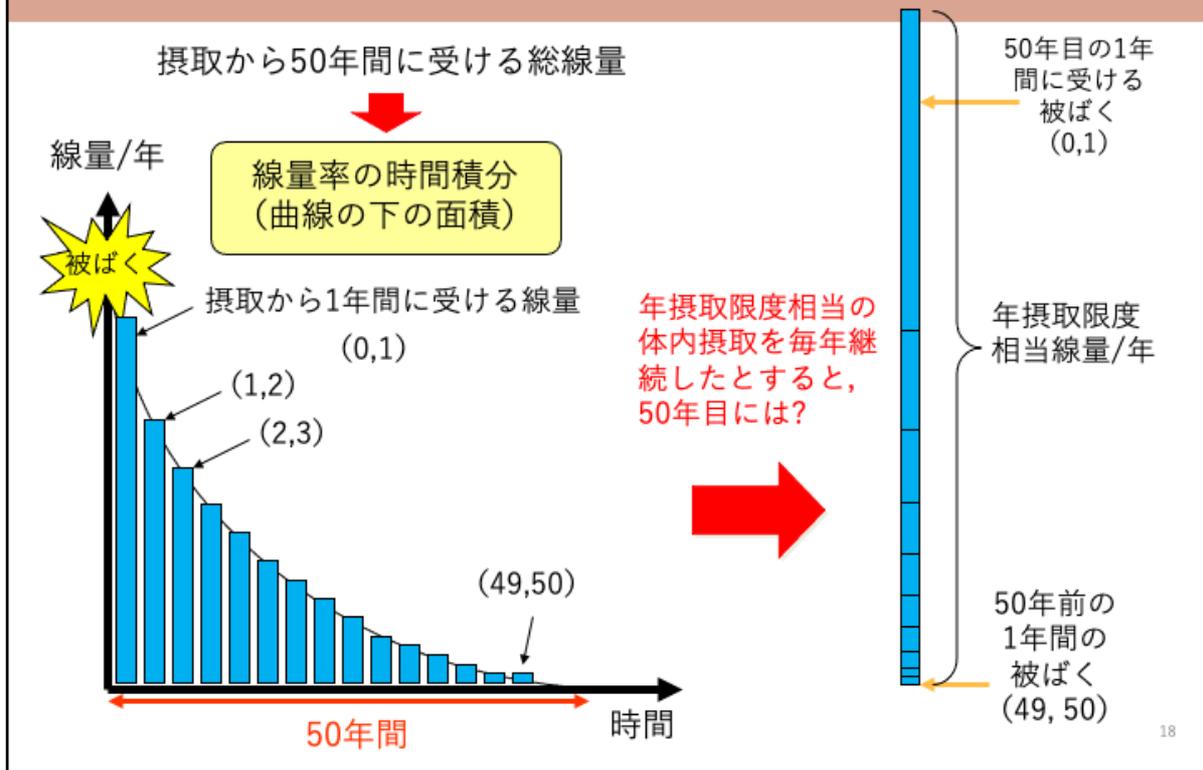
放射性核種の体内動態は、元素ごとに大きく異なります。

例えば、ヨウ素は甲状腺、プルトニウムは肝臓と骨に特異的に集積する性質があります。

一方、セシウムは特定の臓器に集積することはなく、全身にほぼ均一に分布します。

これらの性質を踏まえた体内動態モデルがICRPから提示されており、それを解析することにより各臓器・組織での50年間にわたる崩壊数が計算できます。

預託線量の概念

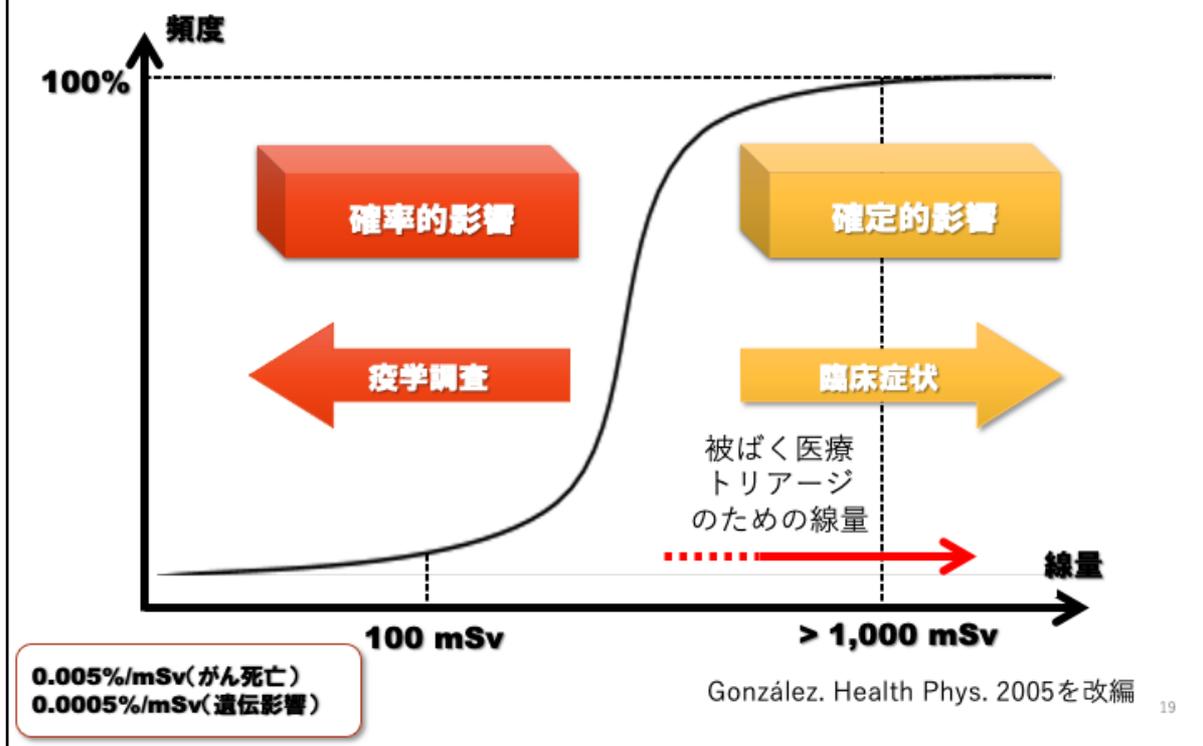


体内に摂取した放射性核種は数年から数十年にわたって残留し、毎年少しずつ被ばくする可能性があります。

しかし、1度摂取した放射性核種によるわずかな被ばく線量を数十年にわたって記録し続けることは放射線管理の観点から効率的ではないため、預託線量という概念によって50年間で被ばくする線量を最初の1年で被ばくしたと仮定して記録し、それが線量限度等を下回ることを確認することとしています。

多くの放射性核種による内部被ばくにおいて、最初の1年目の被ばく線量は、実際に50年にわたる被ばく線量全体の大半を占めます。

放射線被ばくによる健康影響



放射線による被ばく線量が高くなるにつれて、確率的影響のリスクが高くなると考えられています。

広島・長崎における原爆被爆者をはじめとするさまざまな疫学調査の結果として、がんによる死亡のリスク及び遺伝的影響のリスクは、それぞれ0.005%/mSv及び0.0005%/mSvとされていますが、100mSv未満の線量ではがん発生の増加を示す直接的な証拠はありません。

被ばく線量が1,000mSvを超えると、臨床症状を伴う確定的影響の頻度が増加していく可能性があると考えられます。

ただし、実効線量や等価線量は低線量における確率的影響のノミナルなリスクに基づいているため、被ばく医療のトリアージを目的とした迅速な評価として利用できる可能性はあるものの、最終的には臓器・組織ごとの生物学的効果比や個人の体格・代謝等を考慮した組織吸収線量 (Gy) の評価に努める必要があります。

放射線による生物学的影響

線量	生物学的影響	疫学的フォローアップ
~ 10 mSv未満 (実効線量)	急性影響なし 極めて小さい発がんの長期的リスクの上昇	対象者の数が多くても検出困難な影響
~ 100 mSvまで (実効線量)	急性影響なし 約0.5%の発がんの長期的リスクの上昇	対象者の数が多数（10万人以上）であれば検出の可能性のある影響
~1000 mSvまで (急性の全身被ばく線量)	吐き気や嘔吐の可能性 少ない骨髄の減少 約10%の発がんの長期的リスクの上昇	数100名程度以上の対象者に対して検出可能な影響
1000 mSv以上 (急性の全身被ばく線量)	吐き気、骨髄障害、医学的評価、治療要 約10%の発がんの長期的リスクの上昇	50%致死率（治療しない場合）： 全身の急性被ばくで4Gy

González. Health Phys. 2005を改編

20

被ばく線量のレベルに対して起こり得る生物学的影響と疫学的フォローアップが表にまとめられています。

10mSv未満のレベルでは、極めて小さい発がんの長期的リスクが上昇する可能性があると考えられていますが、非常に多くの対象者を調査したとしても、疫学的影響の有意な増加を確認することはできないと考えられています。

100mSv以下の被ばくによる発がんの長期的リスクは約0.5%であると考えられていますが、このようなレベルのリスクの増加を識別するためには10万人以上の規模での疫学調査が必要となると考えられています。

これまでに、100mSv以下の被ばくによる疫学的影響の有意な増加が確認できたことはありません。

1,000mSv以下の被ばくでは、一過性の確定的影響が観察される可能性があります。

発がんの長期的リスクも約10%に上昇する可能性があり、その場合には数100名程度の対象者でも疫学的影響の有意な増加が確認されるかもしれません。

1,000mSvを上回る場合には、重篤な確定的影響が観察される可能性があり、治療が必要となります。

全身の急性被ばくで4Gyに達する場合は、治療をしない場合の致死率が50%に及びます。

体外計測法 WBC測定および線量評価

原子力災害 専門研修
WBC研修 標準テキスト2

国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
Ver.202203

講義内容

- ホールボディカウンタ(WBC)とは
- 測定系と測定ジオメトリ
- 校正方法
- 内部被ばく線量評価法
- 測定事例

2

講義内容については、

- ホールボディカウンタ(WBC)とは
- 測定系と測定ジオメトリ
- 校正方法
- 内部被ばく線量評価法
- 測定事例

です。

講義内容

- ホールボディカウンタ(WBC)とは
- 測定系とジオメトリ
- 校正方法
- 内部被ばく線量評価法
- 測定事例

全身計測 (whole-body counting) の定義

- 全身計測...全身 (entire body) に存在する放射性核種の測定

まさしく身体全部 ← 全身計測 → 身体から放出される放射線 (主にγ線) を測定

特定器官の計測...肺計測 (lung counting), 肝臓計測 (liver counting), 甲状腺計測 (thyroid counting), 頭骨計測 (skull counting) など

- 全身計測によって得られるもの...検出核種の測定時点での放射能 (全身量)

- 全身計測の用途

- 原発や再処理施設等の放射線作業者の定常/緊急時の内部被ばくモニタリング
- 原子力災害時の公衆に対する内部被ばくモニタリング
- 核医学 (放射性ヨウ素の甲状腺モニタリングなど)
- 診断 (^{40}K 量は除脂肪体重の評価に用いられる)

ちなみにバイオアッセイとは、広義な意味では体外計測と排泄物等の放射能分析の両方をさす (IAEA Safety Report Series No.37)

- Bioassay. Any procedure used to determine the nature, activity, location or retention of radionuclides in the body by **direct (in vivo) measurement** or by **in vitro analysis** of material excreted or otherwise removed from the body.

4

全身計測 (whole-body counting) の定義についてです。
(Toohey論文を参考に作成しています)

全身計測とはまさしく全身の計測のことであり、計測は身体から体外に放出される放射線、主にγ線の測定を意味します。

全身計測で得られるのは、検出核種の測定時点での放射能であり、摂取からの時間とともに減少していきます。

全身計測の用途は、ここにある通りです。

最初の二つは説明は不要かと思いますが、核医学でもガンマカメラ等で全身の放射能を測定する場合があります。また治療に用いるI-131の甲状腺測定は、全身計測ではありませんが、核医学でも行われています。

また、K-40は除脂肪体重の評価に全身計測が使われてきた歴史があります。

下にあるのはコラムですが、

バイオアッセイは広義な意味では体外計測といわゆる通常イメージするバイオアッセイである排泄物の放射能分析の両方を含むものと、IAEAマニュアルでは定義されています。

IMBA: Integrate Module for Bioassay Analysisという内部被ばく線量評価コードがありますが、

このコードではまさにIAEA定義に沿った意味でバイオアッセイをとらえています。

全身計測 (whole-body counting) のフィージビリティ

- 吸入, 経口, 経皮(傷部からの侵入含む)を介して, 体内に取り込まれた核種の検出に有効な手段。ただし, **核種は時間経過とともに初期の沈着部位から移動してゆく**(体内動態)ことに留意する必要がある。
- 全身計測が適用できる核種: 体外に配置した検出器に到達するのに十分なエネルギーの光子 (**主に200keV以上の γ 線**)を放出する核種
 - ▶ 体外計測としては, 骨に沈着した $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ (純 β 核種)から発生する制動放射線やPuからの低エネルギー特性X線(17keV)を測定する方法もある。

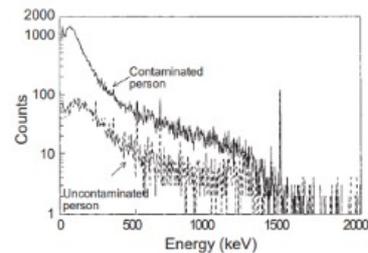
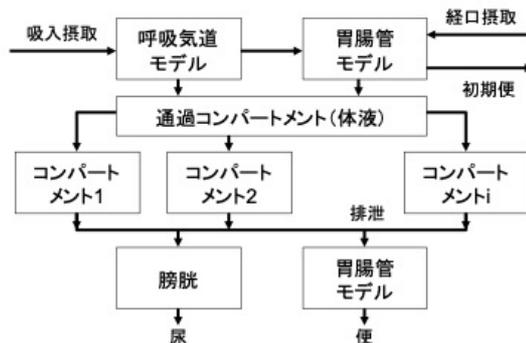


Figure 1. Spectrum of a person internally contaminated by ^{90}Sr - ^{90}Y and the spectrum of a person with similar body content of ^{137}Cs and ^{40}K . Detector: HPGe, P-type, relative efficiency 55%, resolution 1.9 keV.

Malátová et al. Radiat. Prot. Dosim. 79, 201-204 (1998) 5

全身計測 (whole-body counting) のフィージビリティ

※このスライドもToohey論文を参考して作っています。

全身計測で注意しなければならない点としては, ここに書かれているものがあります。

一点目は,

・吸入, 経口, 経皮(傷部からの侵入含む)を介して, 体内に取り込まれた核種の検出に有効な手段。ただし, **核種は時間経過とともに初期の沈着部位から移動してゆく**(体内動態)ことに留意する必要がある。

これはすなわち, 全身計測では放射性核種の体内動態を考慮した検出器配置を考えなければならないということを意味します。

被検者に対する検出器の位置を測定ジオメトリと言います。ホールボディカウンタでは測定ジオメトリが肝となります。

二点目は,

・全身計測が適用できる核種: 体外に配置した検出器に到達するのに十分なエネルギーの光子 (**主に200keV以上の γ 線**)を放出する核種

体外計測ですので, 測定対象とする γ 線が人体組織との相互作用を受けてもなお体外に出てくるだけのエネルギーである必要があります。また, 検出器の構造材, 例えばNaI検出器やGe検出器はアルミニウムケーシングなどに結

晶が収納されていますが、検出する γ 線のエネルギー範囲は概ね200keV以上となります。※アルミニウムケーシングは計数効率曲線のKneeが200keVにピークを持つ根拠ともなっています。

他方、特殊なケースではありますが、

体外計測としては、骨に沈着した $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ （純 β 核種）から発生する制動放射線やPuからの低エネルギー特性X線（17keV）を測定する方法もあります。

右下図は体内のSr-90/Y-90から放出される β 線が体内において制動放射線となり、それを体外計測した際のスペクトルを示したものです。

かなり全身残留量がないとこうした測定はできませんが、参考として紹介しておきます。

全身計測(whole-body counting)の長所・短所

長所(排泄物分析, いわゆるバイオアッセイと比較して...)

1. 検出可能な放射性核種が体内に残留していれば正確な測定が可能
2. 排泄されにくい不溶性の放射性物質の測定が可能
3. 測定・分析に時間を要しない
4. 測定時点の放射性核種の残留量が分かる
5. 複数核種の同時定量が可能(ガンマスペクトロメトリ)

短所

1. バイオアッセイと比較して検出限界が高い→排泄されるのは体内残留量の一部であるため, **バイオアッセイは代謝モデルの不確実性が大きい**
2. 体表面汚染との弁別不可 (**測定前の徹底した体表面サーベイ必要**)

NATIONAL

Cesium found in child urine tests

Citizens' groups urge government to carry out thorough checks on all Fukushima Prefecture kids

Cesium-134 and cesium-137 were detected in the urine samples of all 10 children aged between 6 and 16 who participated in the survey. The largest amount of cesium-134, which has a half-life of two years, was **1.13 becquerels per liter**, found in the urine of an 8-year-old girl. July 1, 2011. the Japan times (<https://www.japantimes.co.jp/news/2011/07/01/national/cesium-found-in-child-urine-tests/>)

6

全身計測の長所・短所についてです。
※Toohey論文を参考に作成しています。

排泄物分析, いわゆるバイオアッセイと比較しての長所としては,
1. 検出可能な放射性核種が体内に残留していれば正確な測定が可能
2. 排泄されにくい不溶性の放射性物質の測定が可能
3. 測定・分析に時間を要しない
4. 測定時点の放射性核種の残留量が分かる
5. 複数核種の同時定量が可能 (ガンマスペクトロメトリ)
があります。

一方, 短所としては,
1. バイオアッセイと比較して検出限界が高い☒排泄されるのは体内残留量の一部であるため, バイオアッセイは代謝モデルの不確実性が大きい
2. 体表面汚染との弁別不可 (測定前の徹底した体表面サーベイ必要)
があります。
1については確かにそうであり, スライド下のコラムにもあるとおり, WBCよりも低いレベルの測定がバイオアッセイでは可能ですが, 体内にある放射性核種に対する直接測定である体外計測と比べて, バイオアッセイは排泄物中の放射能を測定するため, 線量評価に必要となる摂取量の推定には大きな不確かさを伴うこととなります。

したがって検出限界値が高いことだけで体外計測の欠点とすることはできませんが、福島県住民の方々のWBC測定では、子供のセシウムの代謝が早いために、検出限界値でも実効線量1mSv未満であることを担保することが早期から困難となりました。もちろん早期に内部被ばくの検査を行うことが重要であることは言うまでもないことですが、WBCキャパシティの問題は課題としてあったことを知って頂ければと思います。

全身計測 (whole-body counting) の歴史 (1)

1925年頃...Flinnによる全身ラジウム量の測定。

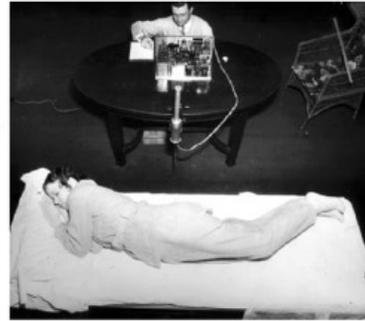
1929年...Schlundtらが被検者の脊柱にWulf-Hess
検流計を配置してラジウム及びメソトリウムを測定

1937年...EvansのGM計数管を用いたラジウム患者
の測定

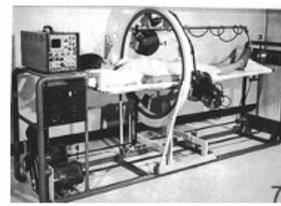
第二次世界大戦やマンハッタンプロジェクトにより、
放射線検出器やエレクトロニクスが開発が進展

1955年...液体シンチレーション検出器を備えた
Geneva counter (GENCO) 開発

1959年...HUMICO-II LANL研究所において稼働



Evans (1937)
(^{214}Pb , ^{214}Bi 等からの γ 線を検出)



全身計測 (whole-body counting) の歴史について紹介します。
WBCの歴史は1920年代から始まります。WBC開発の発端となったのは、ラジウムペインターで知られる内部被ばくした工員の測定です。
右上の写真はEvansによるWBC測定の様子です。このようにGM検出器から被検者を離すことにより全身計測を試みました。被検者は弓のような姿勢をしていますが、これはアークジオメトリと呼ばれるもので、このように測定することにより、放射性核種が体内に不均一に分布しても正確な全身量を評価することができます。ただし検出感度は低くなります。
その後、第二次世界大戦やマンハッタンプロジェクトを経て、放射線検出器やエレクトロニクスの開発が大きく進展しますが、それに伴いWBCも開発が進んでいきます。

参考文献：Medical Physics Publishing. Internal Radiation Dosimetry Health Physics Society 1994 Summer School (edited by Otto G. Raabe).

全身計測 (whole-body counting) の歴史 (2)

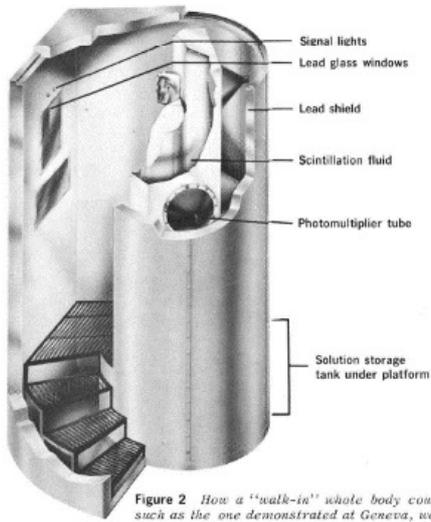


Figure 2 How a "walk-in" whole body counter, such as the one demonstrated at Geneva, works.



Figure 5 Dr. Frederick Reines (left) and Dr. Clyde L. Cowan (right), co-discoverers of the neutrino, lower a fellow worker into the first "whole body counter", the scintillation assembly used in their experiment. Reines, Dr. Wright Lambam, inside the counter, peers from the opening.



1950年代前半, CowanとReinesはニュートリノ研究のための巨大なシンチレーションカウンタを開発(ある日の試験測定中, 作業員が調整のためのカウンタ内に入ったところ, 計数が増加...)

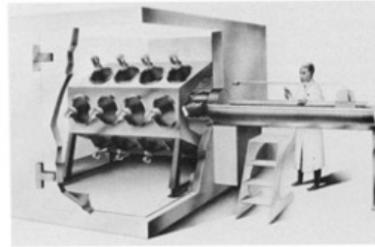


Fig. 1. A whole-body counter using a liquid scintillator (HUMCO II). (From Anderson.¹³)

Whole Body Counter, U.S. ATOMIC ENERGY COMMISSION

<https://www.osti.gov/includes/opennet/includes/Understanding%20the%20Atom/Whole%20Body%20Counters.pdf>

Andrews et al. Seminars in Nuclear Medicine (1973)

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001299873800285>

これも黎明期のWBCの一つになりますが、ウォークインWBCです。鉛シールドの中に巨大なプラスチックシンチレーション検出器を備えています。元々は宇宙線研究のために設計された巨大なシンチレーション検出器として作られたもののようですが、調整のために人が内部で作業をしたところ、体内のK40により計数が増加したことがWBC開発につながったとのことでした。

全身計測 (whole-body counting) の歴史 (3)

1950年代...NaI(Tl)を初めとした固体シンチレーション検出器の開発が進む。

1960年代...低エネルギー光子の検出可能な体外計測システムの開発が進む。

1962年...TaylorとRundolによりガス比例検出器が開発。

1965年...PalmerとRoeschにより, アラスカ原住民の¹³⁷Csを測定するためのシャドーシールド式の体外計測装置が開発。

1968年...Laurerによりホスウィッチ検出器 (NaI/CsI) の開発。

1960年代後半...半導体検出器の開発が進む。

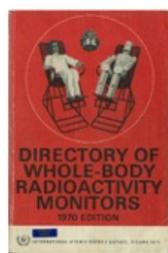
1950~1960年代はグローバルフォールアウトの研究が盛んになる。



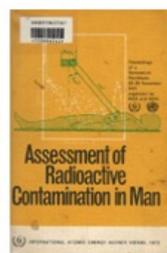
1961



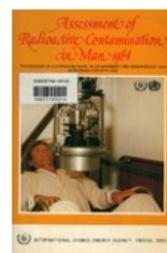
1964



1970



1972



1984

9

その後のWBC開発はここに示すようになっていきます。

1960年代から80年代にかけて, WBCはほぼ現在でも使われているような姿となり, 検出器はNaIやGeに置き換わりました。

1950年代から60年代にかけて世界で行われた核実験フォールアウトの研究にWBCは利用され, 多くの研究者がWBCに関わってきました。

全身計測に関する国際シンポジウム

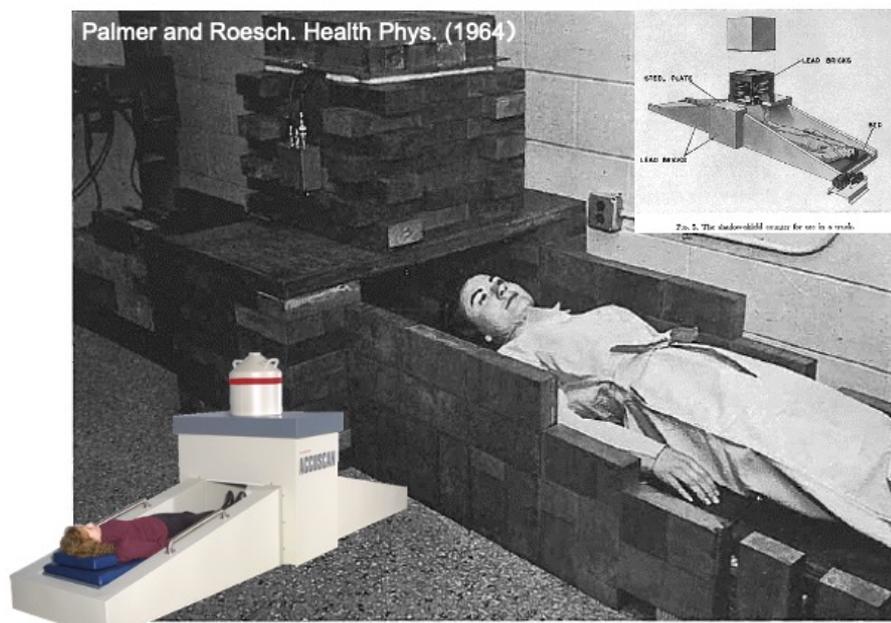


Symposium on Whole Body Counting held in Vienna from 12 to 16 June 1961
27カ国から120名以上の科学者が参加

10

この写真は世界初とされる1961年にIAEAで開催されたWBC国際シンポジウムの様子です。
日本からも放医研や日本原子力研究所から研究者が参加されたようです。

全身計測 (whole-body counting) の歴史 (4)



測定の基本コンセプトは50-60年代から殆ど変わっていない

11

これはPalmerとRoeschにより開発されたスキャニングベッドジオメトリのWBCです。

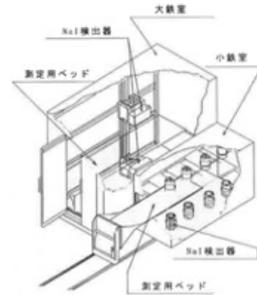
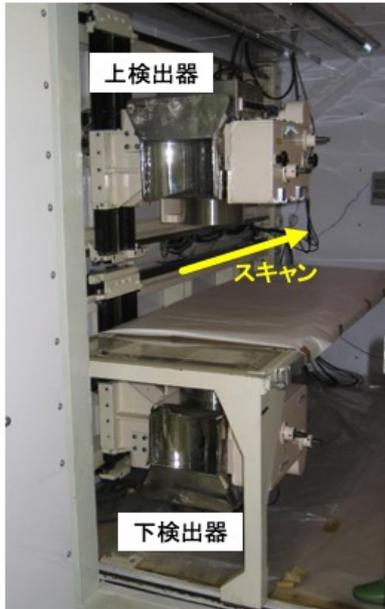
核実験フォールアウトによる影響を受けたアラスカ原住民の測定に使われました。

ほぼ似たようなWBCが現在も市販されています。

このWBCは、遠隔地でもすぐに組み立てるような工夫をしています。測定器周りの遮蔽は、周辺環境からの放射線が直接検出器に入らないようにシャドーシールドとなっています。

これに少ない部材で、外部放射線に対して効率的に遮蔽を行うことができます。

放医研のヒューマンカウンタ



仕様・性能

- 厚さ20cmの鉄遮へい室内に設置(大鉄室)
(戦前の鉄材を使用, BGを約/100に低減)
- NaI(Tl)検出器 2式(上下): 結晶サイズ8"φ×4"
- エネルギー分解能: 約8.5%@662keV
(1検出器当たりフォトマル4式使用)
- コリメータ: 有効鉛厚5cm
- スキャン速度: 5, 10, 20cm/min (可動域186cm)
- 空気調和装置(高性能フィルタ)を装備

前田武. 放射線科学 38, 456-463 (1995), 前田武 高野裕之 NIRS Technology 2, 43-51 (2008)

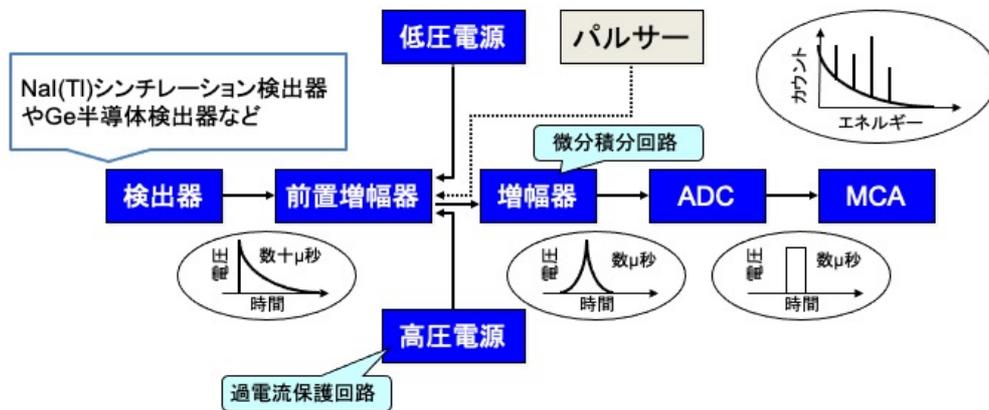
12

これは参考ですが、放医研のヒューマンカウンタになります。放医研から設立された当初からあったもので、厚さ20cmの鉄遮蔽室を有するWBCです。被検者のベッドの上下に大型のNaIシンチレーション検出器が配置され、これらの検出器は身長方向にスキャンすることができます。

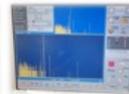
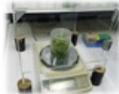
講義内容

- ホールボディカウンタ(WBC)とは
- 測定系とジオメトリ
- 校正方法
- 内部被ばく線量評価法
- 測定事例

ガンマ線スペクトロメータの測定系



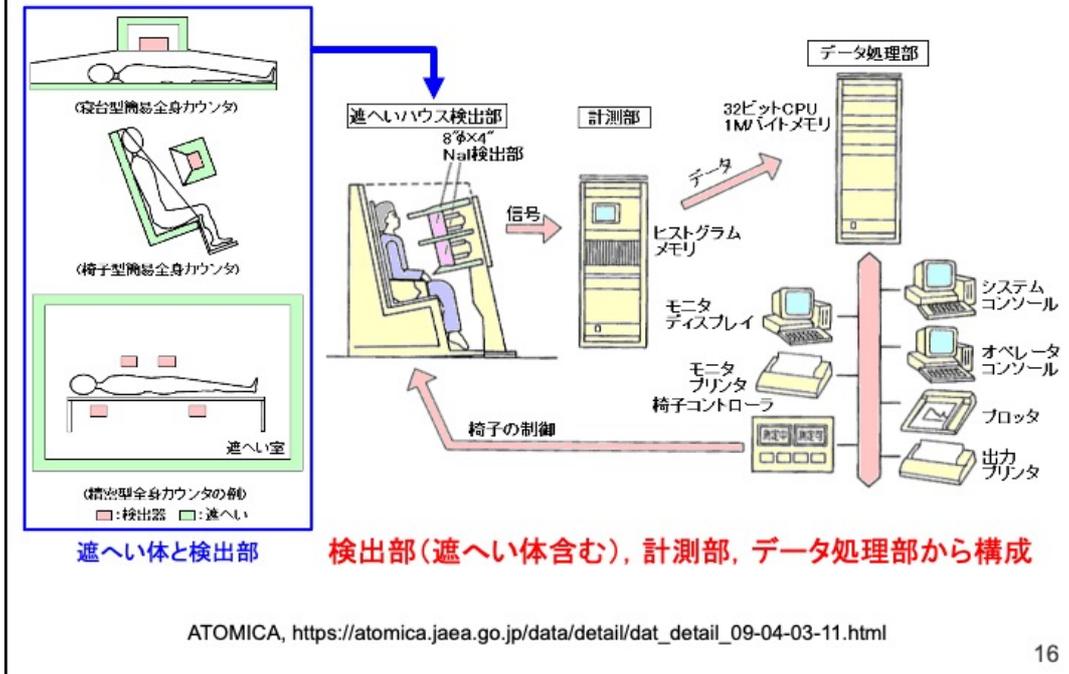
ホールボディカウンタの測定系も基本的に同じ!!



食品中放射能検査も同様な
ガンマ線スペクトロメータを利用

WBCの測定系は特別なものではなく、環境試料などを測定するγ線スペクトロメータと大部分は共通しています。検出器からの微弱な電気信号はプリアンプ、アンプを経て増幅され、アナログ信号からデジタル信号に変換され、MCAにより波高スペクトルが生成されます。

ホールボディカウンタのシステム構成例



WBCのシステム構成例です。

WBCはサンプルが人になりますので、検出器周りあるいは鉄遮蔽室などを用いて外部放射線の影響を低減します。

WBCシステムは検出部，計測部，データ処理部から構成性されますが，近年のWBCでは計測系とデータ処理部が区別がつきにくくなっているかもしれません。

放射線と物質の相互作用(光子)

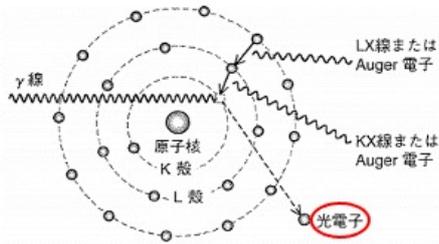


図6-18 K軌道電子における光電効果

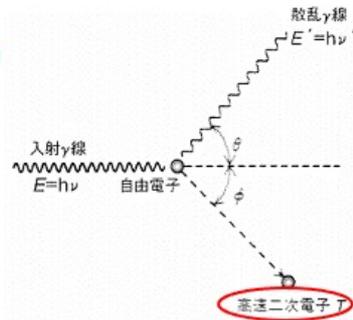


図6-19 コンプトン散乱

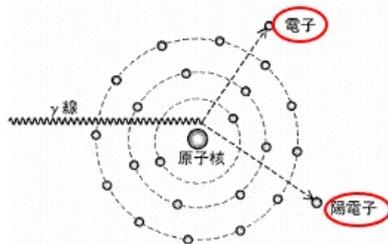


図6-23 原子核の場における電子対生成

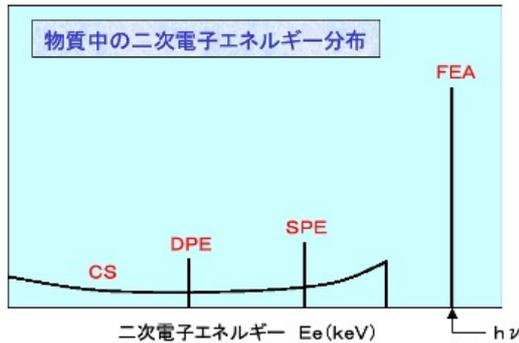
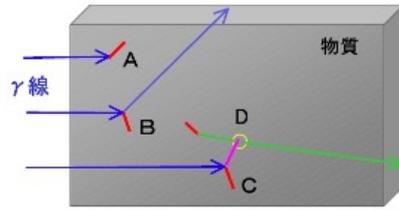
光子と物質(検出器有感領域)の相互作用の結果、二次電子が発生する。

二次電子のエネルギーに比例した信号が観測される。

➤ 実際の検出器では、その特性に応じた揺らぎが付加される(分解能)

WBCを含むγ線検出器の原理は、γ線と物質の相互作用です。この相互作用には光電効果、コンプトン散乱、電子対生成がありますが、いずれも相互作用も、その結果生じる二次電子のエネルギーに比例した信号が波高スペクトルとして観測されます。例えば、光電効果では入射したγ線のエネルギーがすべて光電子に変換されるので、全吸収ピークとして波高スペクトル上に観測されます。コンプトン散乱では入射したγ線のエネルギーの一部がコンプトン電子に変換され、コンプトン電子のエネルギーは散乱角に応じて変化するため、波高スペクトル上では全吸収ピークより下のエネルギー範囲に広がる成分として観測されます。

二次電子エネルギー分布



A) 光電効果

全エネルギー($h\nu$)が二次電子に与えられる。

$$E_e = h\nu$$

FEA : 全エネルギー吸収

B) コンプトン散乱

一部のエネルギーが二次電子に与えられ、散乱 γ 線($h\nu'$)となる。

$$E_e = h\nu - h\nu'$$

CS : 連続分布

多重相互作用 : 散乱 γ 線が光電効果を起こすと、FEAに等しい。

C) 電子対生成

全エネルギーが電子・陽電子の生成とその運動エネルギーとなる。

$$E_e + p = h\nu - 2m_0c^2 \quad m_0c^2 = 511 \text{ keV}$$

D) 陽電子消滅放射線

$$FEA = h\nu$$

$$SPE = h\nu - 511 \text{ keV}$$

$$DPE = h\nu - 1022 \text{ keV}$$

野口正安, 富永洋 放射線応用計測 基礎から応用まで, 日刊工業新聞社 (2004)

18

こちらのスライドでは二次電子のエネルギー分布を相互作用の種類別に示したものです。

電子対生成は1.022MeV以上の γ 線で起こる相互作用ですが、 γ 線のエネルギーが電子・陽電子及びそれらの運動エネルギーに変換されます。

電子・陽電子がすべて検出器の有感領域に付与されれば、光電ピークと同じように全吸収ピークを形成します。

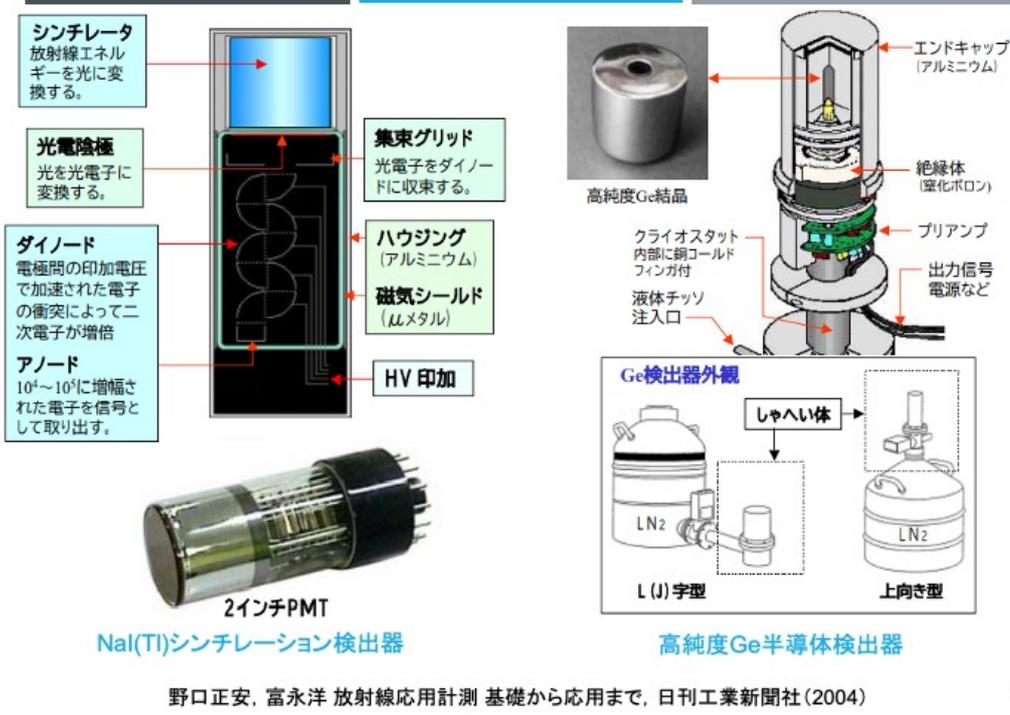
陽電子が物質内で徐々にエネルギーを失い、電子と結合して消滅する際には2本の対向する光子となります。

それぞれ0.511MeVのエネルギーを持ちますが、この光子の1本が有感領域から出てしまうとシングルエスケープピーク、2本とも有感領域から出てしまうとダブルエスケープピークとして観測されることとなります。

光電効果、コンプトン散乱、電子対生成の相互作用が起こる確率は、ガンマ線のエネルギーや物質によって変化しますが、以上の相互作用によりスライド下にある二次電子エネルギー分布が波高スペクトルとして観測されることとなります。

ただし、実際の検出器にはエネルギー分解能があるので、光電ピークやシングルエスケープピークなどはガウシアン分布を呈することとなります。

ホールボディカウンタに用いられる代表的な検出器



ホールボディカウンタに用いられる代表的な検出器としては、これは数十年間変わりがありませんが、NaI(Tl)シンチレーション検出器と高純度Ge検出器があります。

NaI(Tl)シンチレーション検出器の利点は結晶サイズを大きくできるので検出感度の高いWBCが制作できること、他方、短所はエネルギー分解能が低いこと、室温変化によるゲインシフトを起こしやすいことなどがあります。

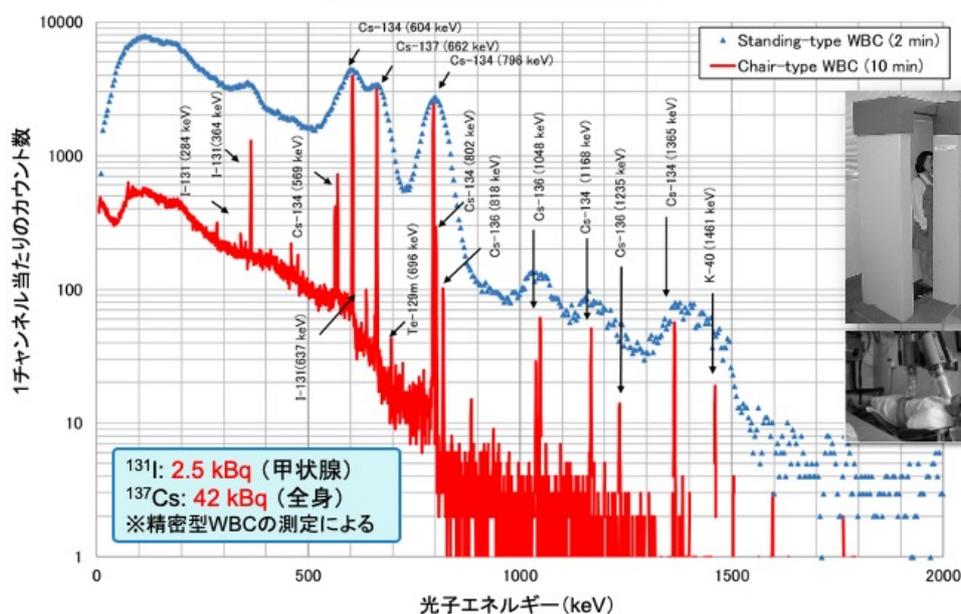
高純度Ge検出器の利点はエネルギー分解能に優れていること、他方、短所としてはNaIほど結晶を大きくできないので検出感度が低いこと、液体窒素による冷却を常時必要とすることなどがあります。

最近では電気冷却装置を備えたGe検出器も製品化されており、液体窒素の問題はなくなりつつあります（それでも再起動に時間を要する点は同じで、エネルギー分解能は電気冷却だと液体窒素冷却に比べて多少劣化します）。

高純度Ge検出器の利点を引き出すには、鉄遮蔽室内に設置するなど、低BG環境下での測定を行うことです。

こうしたWBCは精密型WBCとして知られていますが、効率が低くてもMDAは大分下げることが可能です。

ガンマ線検出器の波高スペクトル例



原子力機構・核サ研で測定した最初の緊急作業者のスペクトル(2011年4月20日)

Kurihara et al. NIRS-M-252 (212) <https://www.nirs.qst.go.jp/publication/irregular/02.html>

20

これは原子力機構・核サ研で測定した最初の緊急作業者のスペクトル例です。青色のプロットがNaI検出器を備えた立位式WBCによる測定で得られた波高スペクトル、赤色のプロットがGe検出器を備えたチェア型WBCによる測定で得られた波高スペクトルです。

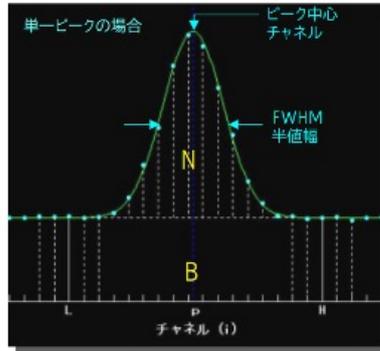
それぞれのWBCの写真はスライド右に示しており、チェア型WBCは厚さ20cmの遮蔽室内に設置されているものです。

測定時間は立位式WBCが2分間、チェア型WBCが10分間となっています。この図から明らかなように、検出感度は立位式WBCがエネルギー分解能がチェア型WBCが優れていることがわかります。

スペクトル解析

スペクトル解析の概要

ピーク中心チャンネル : エネルギーの決定、核種の同定
 FWHM : 性能テスト、ピーク領域の決定、多重度判定、パラメータ初期値
 ピーク面積 : 放射能の定量



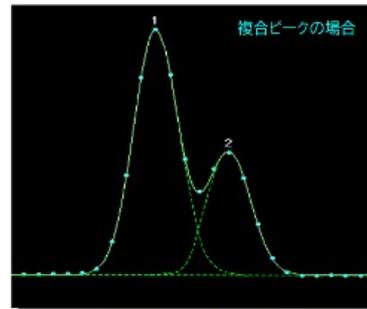
コベル法 : 単一ピークにのみ適用

$$N = (T - B) \pm \sigma$$

$$T = \sum n_i \quad (i=L \sim H)$$

$$B = (H - L + 1) (\bar{n}_L + \bar{n}_H) / 2$$

$$\sigma = (\sigma_T^2 + \sigma_B^2)^{1/2}$$



ピークフィッティング法 : 最小二乗法

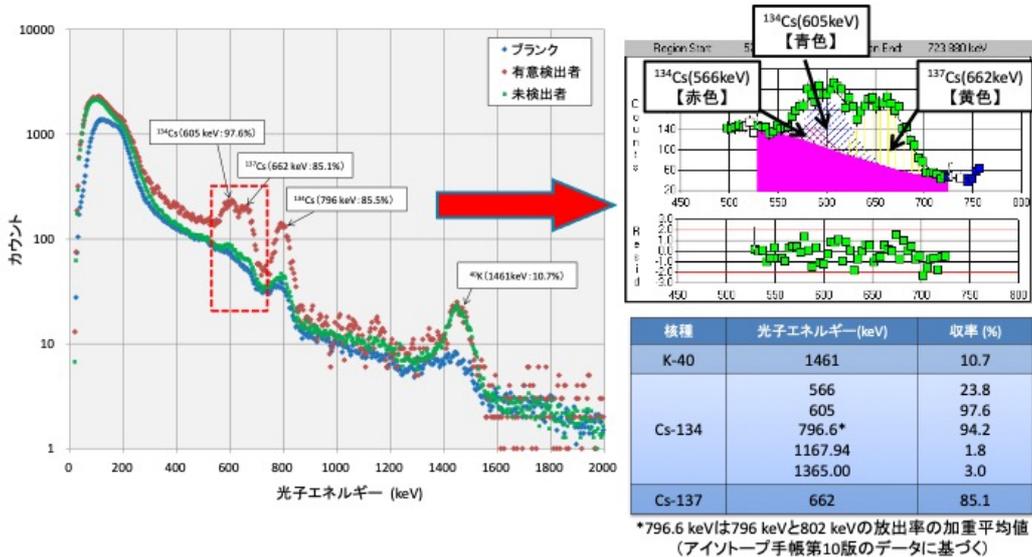
ピーク関数 $f(i) = B(i) + G(k,i)$
 $B(i) = a + b \cdot i + c \cdot i^2 + d \cdot i^3 + \dots$
 $G(k,i) = \sum A_k \exp \{-2.773 (P_k - i)^2 / W_k^2\}$
 i はチャンネル数、 k はピークの数、 $a, b, c, d, A_k, P_k, W_k (=FWHM_k)$ は未知パラメータ

ピーク面積 : $N_k = 1.064 \cdot A_k \cdot W_k$

野口正安, 富永洋 放射線応用計測 基礎から応用まで, 日刊工業新聞社 (2004)

スペクトル解析については、ほぼソフトウェア上で行うことになります。複合ピークの解析は複雑であり、福島第一原発事故の住民のWBC測定などではCs-134とCs-137の分離がNaIでは難しく、一部のソフトウェアしか対応できなかった経験があります。

スペクトル解析(続)



Nal検出器から得られたガンマ線スペクトルの解析例

22

こちらはNaI検出器から得られたガンマ線スペクトルの解析例を示しています。波高スペクトル中にある赤点線内はCs-134とCs-137の3本のピークからなる複合ピークです。

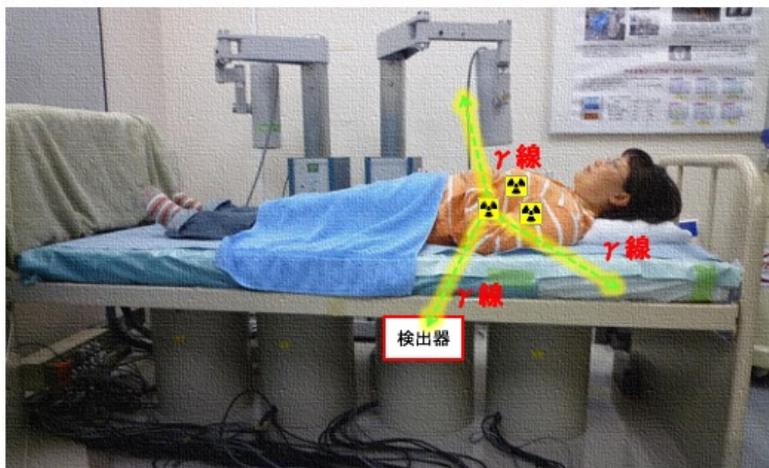
左が解析例となります。

スペクトル解析ソフトウェアでは予め解析対象とする核種の γ 線エネルギー及び放出率などの情報を与えておきますが、エネルギー分解能を考慮してアレンジが必要となる場合があります。

例えば、Cs-134の796keVと802keVはNaIでは分離できないので、1ピークと（エネルギーは放出率の加重平均、放出率は合計）として登録します。

全身計測における計数効率

量研のベッド型WBC

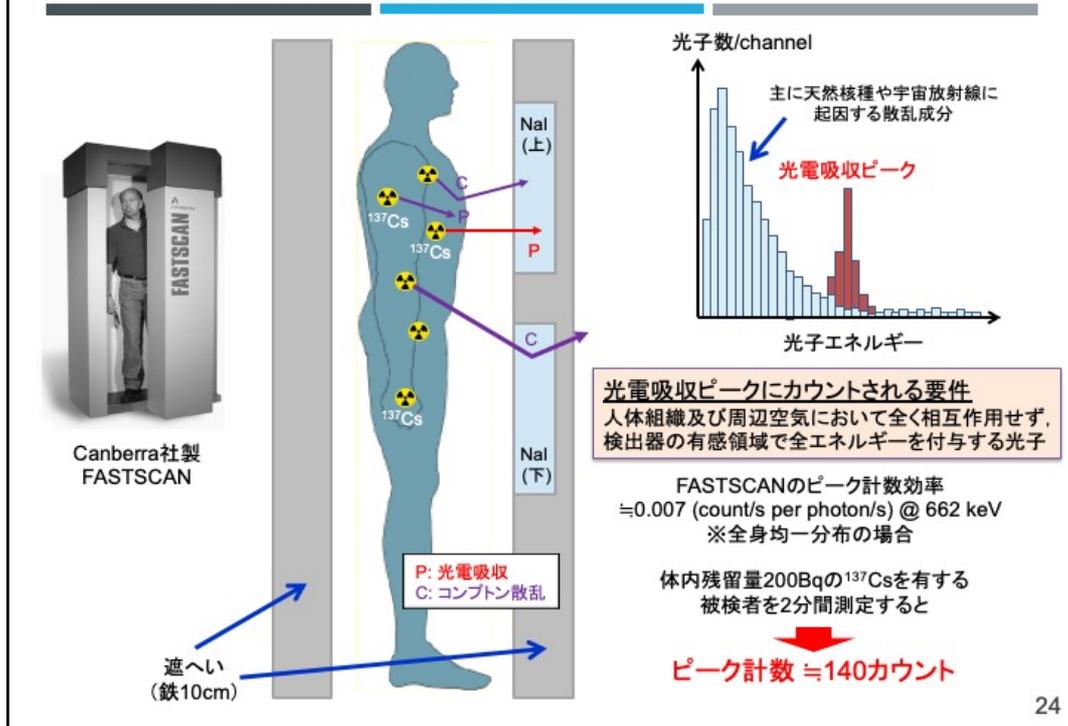


大口径NaI検出器(8"φ×4")4式有するWBCであっても
¹³⁷Csの662keV全吸収ピーク効率は僅か1%程度

※写真のWBCは福島住民の方々の内部被ばく検査にも使用された。Kim et al. Health Phys. 115 (2016) 23

全身計測における計数効率について説明します。
この写真のWBCは量研で所有するWBCであり、福島住民の方々内部被ばく検査にも使用されたものです。
被検者のベッドの下部に、大口径のNaI検出器(8"φ×4")を4式備えています
が、それでも全身Cs-137に対する全吸収ピーク効率としては1%程度です。

全身計測における計数効率(続き)



これも全身計測における計数効率を説明するスライドになります。福島県で最も利用されている立位式WB (Fastscan) Cですが、測定ジオメトリは図に示すようになっています。波高スペクトルで解析する部分は光電吸収ピークとなります。このピークに寄与する放射線は人体組織及び周辺空気において相互作用を受けず、かつ検出器の有感領域で光電吸収を起こす成分となります。この立位式WBCのピーク効率はCs-137の662keVにおいて、0.007 (cps per photon emitted per sec.) となります。Cs-137の検出限界値が約200Bqとなりますが、この検出限界値相当のピークカウント (ピークエリアカウント) としては140カウント程度となります。実際には140カウントより大きくても少なくともピーク判定しない場合もされる場合があります (二回微分法やライブラリドリブン法などのスペクトル解析の方法にもよる)。

WBC測定に適した核種(核分裂生成物・腐食生成物)

Table 2.1. Decay and radiological characteristics for common fission and activation product radionuclides.

Nuclide	Half-life ^(a)	Gamma		Type	Inhalation dose coefficient ^(b) (mSv Bq ⁻¹)	Intake equivalent to 1 mSv acute ^(c) whole-body exposure (Bq)
		Energy ^(a) (keV)	Emission probability ^(a) (%)			
²² Na	2.602 y	511.0	179.8	F	2.0 × 10 ⁻⁵	5.0 × 10 ⁵
⁶¹ Cr	27.705 d	1274.54	99.94	F	3.0 × 10 ⁻⁵	3.3 × 10 ⁷
		320.08	9.87	M	3.4 × 10 ⁻⁵	2.9 × 10 ⁷
⁶⁴ Mn	312.15 d	834.85	99.98	S	3.6 × 10 ⁻⁵	2.5 × 10 ⁷
				F	1.1 × 10 ⁻⁶	9.1 × 10 ⁵
⁵⁹ Fe	44.503 d	192.35	3.08	M	1.2 × 10 ⁻⁶	8.3 × 10 ⁵
		1099.25	56.5	F	3.0 × 10 ⁻⁶	3.3 × 10 ⁵
⁵⁷ Co	271.83 d	1291.60	43.2	M	3.2 × 10 ⁻⁶	3.1 × 10 ⁵
		122.06	85.60	S	3.9 × 10 ⁻⁷	2.6 × 10 ⁵
⁶⁰ Co	5.2712 y	135.47	10.65	S	6.0 × 10 ⁻⁷	1.7 × 10 ⁵
		1173.24	99.90	M	7.1 × 10 ⁻⁶	1.4 × 10 ⁵
⁶⁵ Zn	243.94 d	1332.50	99.98	S	1.7 × 10 ⁻⁶	5.9 × 10 ⁴
		1115.55	50.60	S	2.8 × 10 ⁻⁶	3.6 × 10 ⁵
¹²⁹ I	13.27 h	158.97	83.3	F	1.1 × 10 ⁻⁷	9.1 × 10 ⁵
¹²⁵ I	54.391 d	35.49	6.68	F	7.3 × 10 ⁵	1.4 × 10 ⁵
¹³¹ I	8.0207 d	364.49	81.7	F	1.1 × 10 ⁻⁶	9.1 × 10 ⁴
¹³⁷ Cs	30.13 y	661.66	85.00	F	6.7 × 10 ⁻⁶	1.5 × 10 ⁵

^(a)Wahl (2000).

^(b)For 5 μm activity median aerodynamic diameter (AMAD) (IAEA, 1996b, 1999a; ICRP, 1997a).

^(c)A single intake assumed to occur instantaneously.

* These rates, expressed as *approximate* half-times, and the corresponding amounts of material deposited in each region *that reach body fluids* can be summarised as follows. Type F: 100% absorbed with a half-time of 10 min.

Type M: 10% absorbed with a half-time of 10 min and 90% absorbed with a half-time of 140 d. Type S: 0.1% absorbed with a half-time of 10 min and 99.9% with a half-time of 7000 d (ICRP, 1994).

Not considering the loss of exhalation.

WBC測定に適した核種としては、全般的に核分裂生成物や腐食生成物に分類される放射性核種があります。

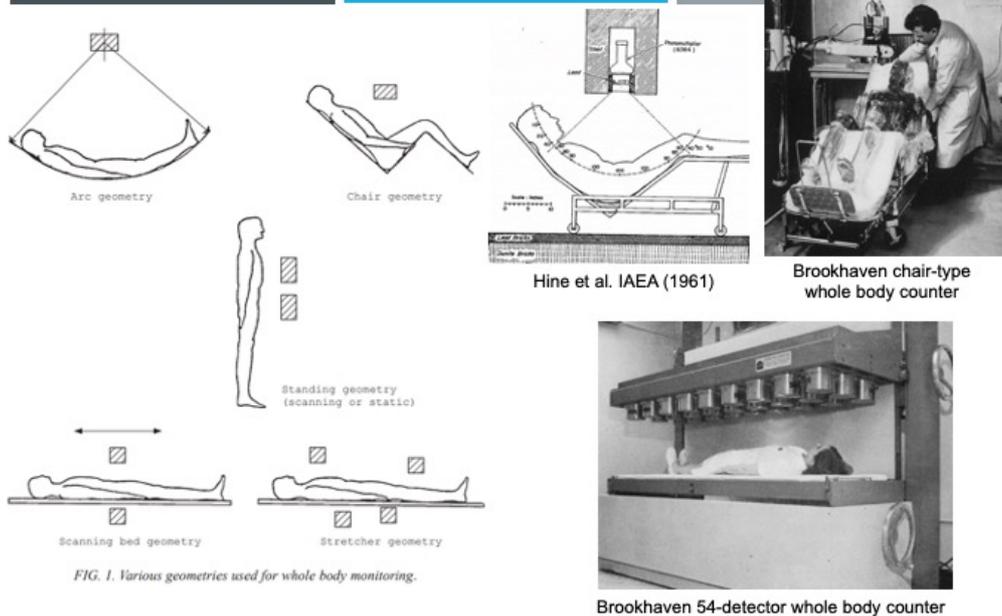
この表はICRU Report 69からの引用になりますが、1mSv相当摂取量（表中の赤枠線内の数値）の何割かが初期全身残留量になりますが、

ここに示した核種のいずれもWBCの検出下限値を大きく上回るため、WBCは十分に適用可能です。

ただし、セシウムなど子供では代謝が早いために急速に全身残留量が減少してゆくことや、

高計数率では検出器の不感時間が増加して正しい計測量が得られないといった問題もあることを念頭に入れる必要があります。

全身計測の測定ジオメトリ



検出感度と感度均一性の両者のバランスを使用目的やコスト等に応じて決定

IAEA Safety Report Series No.RS-G-1.2 (1999), Toohey et al. Health Phys. 60 (1991)

26

全身計測の測定ジオメトリはWBCで最も重要な要件の一つですが、理想的なWBCは検出感度と感度均一性の両者を考慮したWBCであることが言えると思います。

検出感度が高いことは、低い体内残留量まで測定できることや、短い測定時間で目標とする体内残留量を検知できることを意味します。

感度均一性は、体内放射能分布を得られないWBCでは必須要件となります。

ただし検出感度と感度均一性は相反する要件と言えます。

すなわち、検出感度を上げるには検出器を被検者に近づけることが必要ですが、

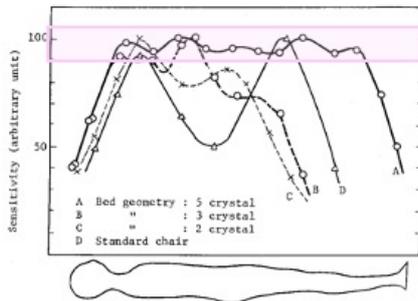
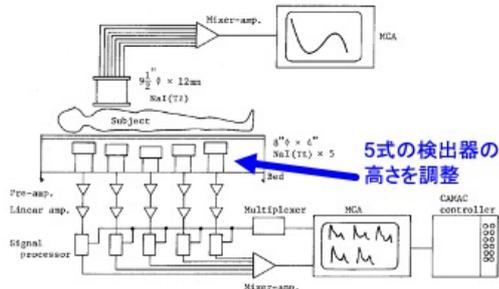
そうすると感度均一性が下がります。

感度均一性を上げるには、アークジオメトリのように被検者から検出器を離すことが必要になります。

そのため、検出器を複数用いたり、スキャンしたりなどの工夫をすることで、検出感度と感度均一性のバランスがとれたWBCの開発も考えられてきました。

全身計測の測定ジオメトリ例(1)

原子力機構(旧原研)の精密型WBC



体軸方向にフラットなレスポンスを確保

放医研ヒューマンカウンタ

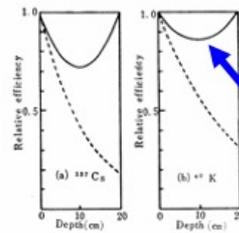


図9 20 cm フォントム中の種々の深さにおかれた点検源に対する検収による百分率の変化
点線: 一方方向からの測定
実線: 上下両方向からの測定

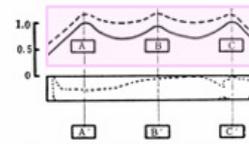


図10 3"×3"×4" NaI を3カ所に移動してゲージを集計したときの効率の一様性を示すRIに対する幾何学的効率
実線: 上記に¹³⁷Csの7種の検収を考慮した場合

多数検出器アレイではなくスキャンジオメトリを採用

JAERI-M-9066(1980)

江藤・田中. Radioisotopes 10 (1961) 27

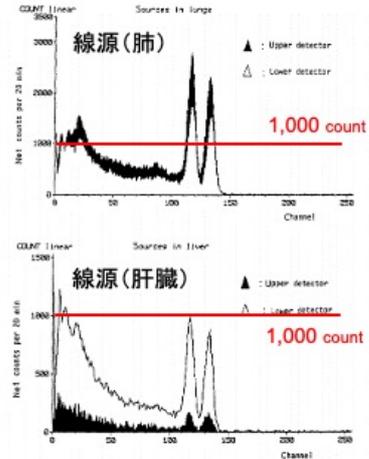
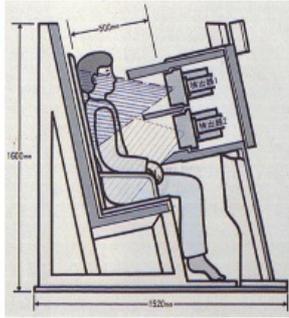
こちらはWBCの測定ジオメトリ例となります。
詳細は参考文献をご覧ください。

このスライドに示す2つのWBCは同時期に開発されたものですが、異なる思想で測定ジオメトリの感度均一性が考えられています。左の原研で開発されたWBCは、被検者に下に配置した5個のNaI検出器を用いています。ただし、被検者からの距離は検出器ごとに変えており、被検者の身体のある検出器を被検者から一番離すことにより、5個の検出器からの波高スペクトルを合算したときの検出感度は図に示すように身長方向で均一になることが示されています。

右の放医研で開発されたWBC (スライド12頁に示したヒューマンカウンタ) では、検出器は2個のみですが、これらを被検者をサンドイッチする形で身体の前と後ろに配置しています。検出器は全身をスキャンするように可動しますが、スキャン後に得られる2個の波高スペクトルを合算することで感度均一性が確保できるとしています。2個の検出器を合算することで、厚さ方向の放射能分布は検出感度に影響を与えにくくなります。

全身計測の測定ジオメトリ例(2)

原子力機構(旧原研)の椅子型WBC



体軸方向の感度変化が大きい。
→肺がそれ以外の部位の判定に使える。

仕様・性能

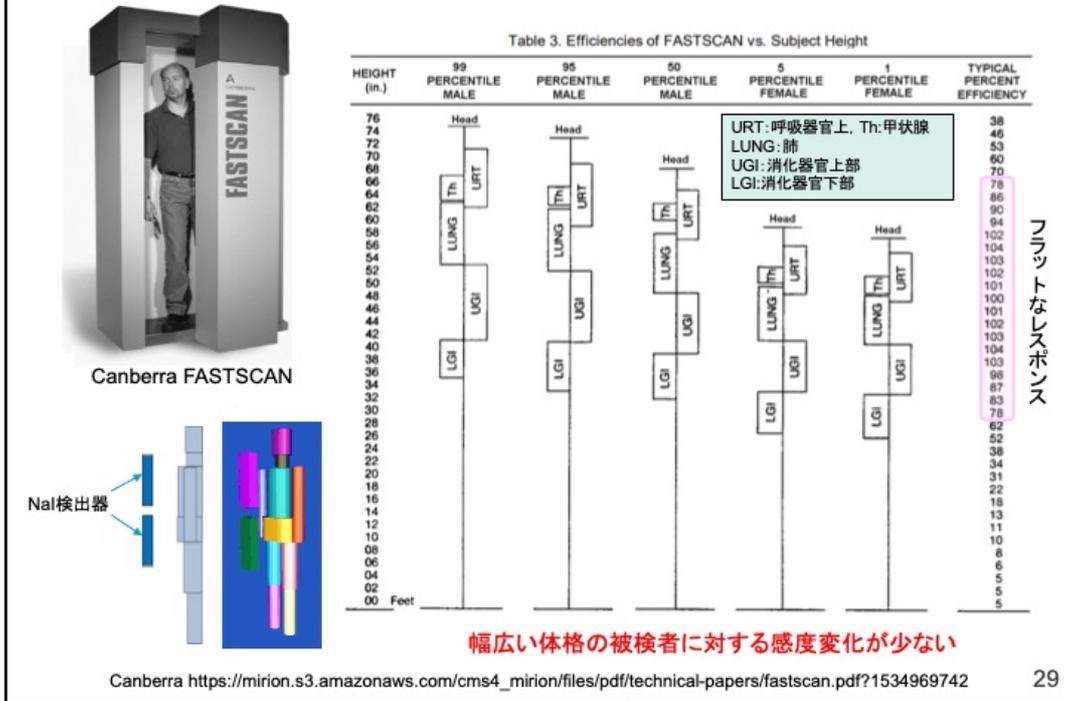
- 検出器: 8"φ × 4" NaI(Tl)検出器 2台 (各検出器にPMT3式装着)
- ジオメトリ: 椅子型
- 遮へい: 検出器周囲 鉛5cm
被検者背面 鉛5cm
- 検出下限値 (^{137}Cs): 220Bq (2分測定)
- 測定エネルギー範囲: 0.15~2MeV

Mizushita. J. Nucl. Sci. Technol. 26 (1989).

28

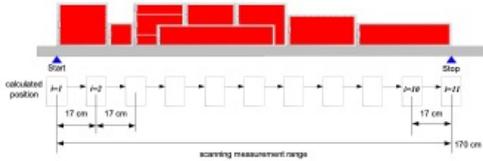
前のスライドでは精密測定を念頭においたWBCですが、スクリーニングに特化したWBCであれば感度不均一性よりも検出感度が優先されます。
こうしたWBCでは検出器を被検者に近接させるために検出感度は向上します。

全身計測の測定ジオメトリ例(3)



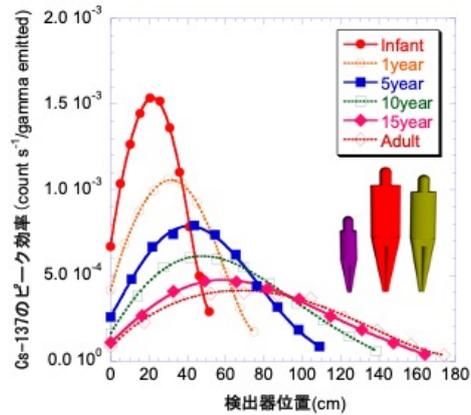
福島県で最も利用されている立位型WBCの検出効率のデータを示します。このWBCでは非常に大柄な成人男性から小柄な成人女性まで正確な体内残留量の測定ができるとしています。グラフの右にある数値は身長方向にポイント線源を配置したときの検出効率の相対値を示しています。立位型WBCには2個の長い直方体のNaI検出器が直列して配置されていますが、これらの検出器のサムスペクトルでは互いの感度が低い領域をカバーできるので、グラフにあるようにフラットなレスポンスが得られています。

全身計測の測定ジオメトリ例(4)



仕様・性能

- 検出器:ゲルマニウム半導体検出器 (相対効率50%) × 2式
- 測定モード: スキャン及びステップ
- スキャン速度: 1-20cm毎分
- 測定エネルギー範囲: 10-2000keV



MIRD型年齢別ファントムに対する
各検出器位置毎の計数効率

全身均一分布の場合、被検者の身長と同じ
範囲をスキャンして得られるカウントは小児
から成人までの体格にあまり依存しない。
(100-1,500keVのエネルギーで1割程度)

栗原ら. サイクル機構技報 25(2004) <https://rdreview.jaea.go.jp/gihou/pdf3/n25-06.pdf>

30

これは原子力機構で所有するスキャニングベッド型のWBCに測定ジオメトリについて紹介します。

このWBCは精密型として開発され、検出器にはGe検出器を2式備えています。右のグラフは、このWBCに年齢別数学ファントムを配置したときに得られるCs-137のピーク効率をシミュレーションした結果です。

ピーク効率は各ファントムの身長方向を等分した11か所のピーク効率をプロットしています。

体格が小さいほど身長方向のピーク効率の変化が大きく、逆に体格が大きいほど変化が小さいという結果になっています。

一方、このピーク効率を身長方向に積分した(積分)効率を考えると、体格差による影響ができない結果となります。

これは全身均一分布の放射性核種の場合は、成人から小児まで体格差の影響を受けにくい測定が行えることを示唆しています。

講義内容

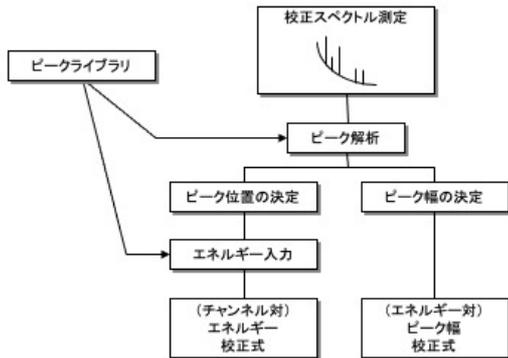
- ホールボディカウンタ(WBC)とは
- 測定系とジオメトリ
- **校正方法**
- 内部被ばく線量評価法
- 測定事例

ホールボディカウンタの校正

一般的なガンマ線スペクトロメトリ装置と同様

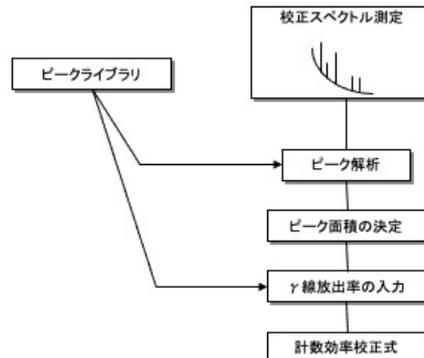
エネルギー校正

波高スペクトルのチャンネルと光子エネルギーの対応付けをする。



計数効率校正

対象ピークエリアカウントから放射能 (Bq) への換算係数を求める。



(参考) Gordon Gilmore and John D. Hemingway 著
米沢ら訳, 実用ガンマ線測定ハンドブック, 日刊工業新聞社(2002)

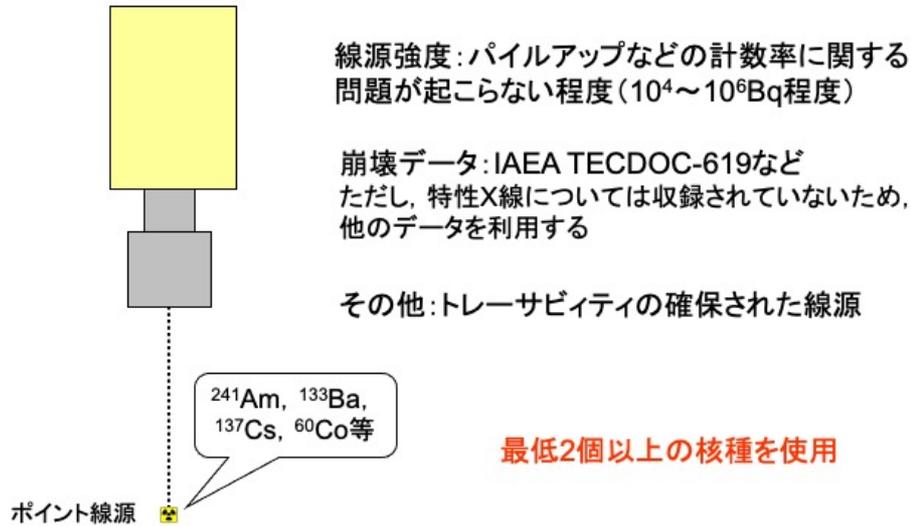
32

WBCの校正方法は一般的なガンマ線スペクトロメトリ装置と同様です。校正には2つあり、1つはエネルギー校正であり、もう1つは計数効率校正です。

※厳密には、さらに半値幅校正が必要になります。

エネルギー校正(1)

マルチチャンネルアナライザー(MCA)のメモリ番地(チャンネル)と光子のエネルギーの関係式を求めておくこと



(参考)Gordon Gilmore and John D. Hemingway 著
米沢ら訳, 実用ガンマ線測定ハンドブック, 日刊工業新聞社(2002)

33

最初にエネルギー校正ですが、これはマルチチャンネルアナライザー(MCA)のメモリ番地(チャンネル)と光子のエネルギーの関係式を求めるといいます。これは後述するファントムでなくてもポイント線源などでも行えます。使用する線源の放射能強度としては、パイルアップなどの計数率に関する問題が起こらない程度($10^4 \sim 10^6$ Bq程度)とします。また、波高スペクトル解析ソフトウェアに崩壊データを登録する場合がありますが、信頼性のあるデータを使用します。その他、線源としてはトレーサビリティの確保された線源を用います。

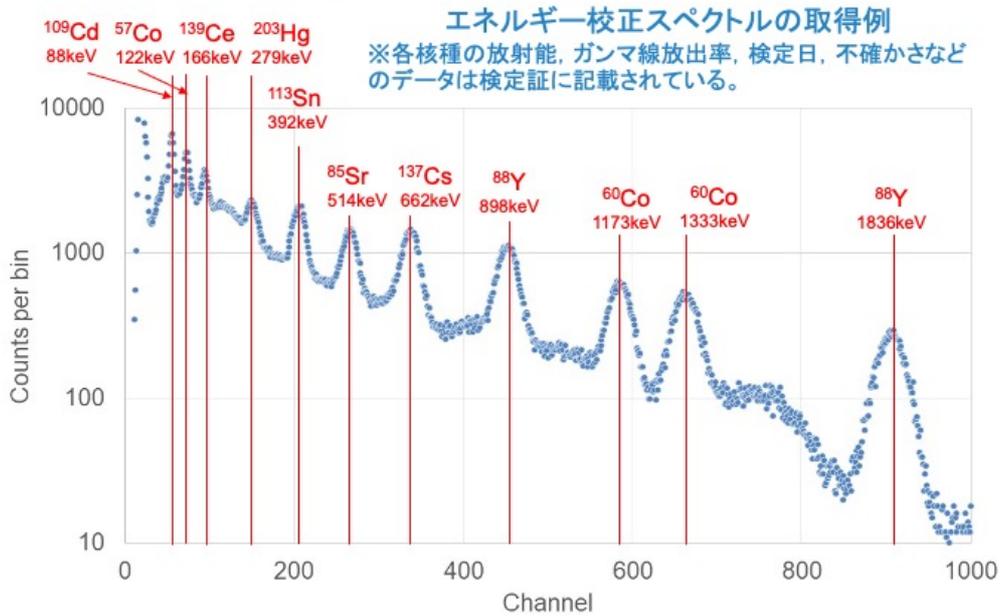
エネルギー校正(2)

代表的な崩壊データ

出典	出典に関する概要	備考
IAEA-TECDOC-619 (1991)	1986年から1990年にかけて、IAEAの研究プロジェクトとして取りまとめられたデータ集。半減期、X線エネルギー及び放出割合、 γ 線エネルギー及び放出割合等のデータを収録。インターネット上に公開されている。	実験データから評価されたデータ集であり、放射線検出器の校正に使用するのに適している。
Table of Radionuclides ISBN 2-7272-0201-6 (1999)	フランスの国家標準機関であるLMRIが、国際的な研究機関(PTBやINEELなど)と協力し、整備している崩壊データ集。インターネット上に公開されており、核種ごとに崩壊データがダウンロードできる。	実験データから評価されたデータ集であるが、理論計算によるデータも一部含まれている。
DECDC2 JAERI 1347 (2005)	日本原子力研究所の遠藤氏らがORNLと共同して、放射線防護分野で活用されてきたICRP Publ.38に置き換わるものとして整備した崩壊データ。	崩壊データの編集には、1997年版の評価済核構造データファイル(ENSDF)が基になっている。
Radiological Toolbox ORNL/TM-2004/27 (2003)	ORNL研究所から公開されているRadiological Toolbox内に収録されている崩壊データベース。ICRP38とDECDCの両方が収録されている。	上記参照。

参照すべき崩壊データとしては上記のデータが例として挙げられますが、更新されている場合はそちらを利用してください。

エネルギー校正(3)



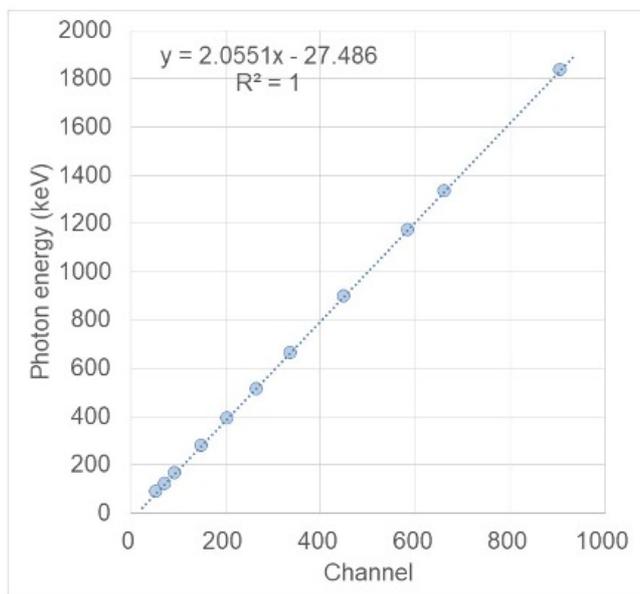
9核種混合線源 (^{109}Cd , ^{57}Co , ^{139}Ce , ^{203}Hg , ^{113}Sn , ^{85}Sr , ^{137}Cs , ^{88}Y , ^{60}Co)の波高スペクトル

この波高スペクトルは9核種混合線源を用いた校正スペクトルです。エネルギー校正だけであれば9核種も必要ないですが、計数効率曲線（後述）を求めるにはなるべく多く、ピークのオーバーラップがない核種を使用することが望まれます。

こうした線源はRI協会等から購入でき、検定書に各核種の放射能、ガンマ線放出率、検定日、不確かさなどのデータが記載されています。

エネルギー校正(4)

Nuclide	Peak center channel	Photon Energy (keV)
Cd-109	54.5	88
Co-57	71.9	122
Ce-139	93.7	166
Hg-203	149.1	279
Sn-113	204.3	392
Sr-85	265.4	514
Cs-137	337.3	662
Y-88	450.7	898
Co-60	584.0	1173
Co-60	662.1	1333
Y-88	905.5	1836

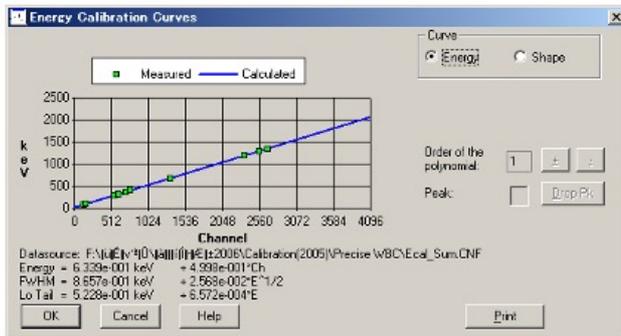


エネルギー校正によって波高スペクトルの横軸が光子エネルギーに対応

36

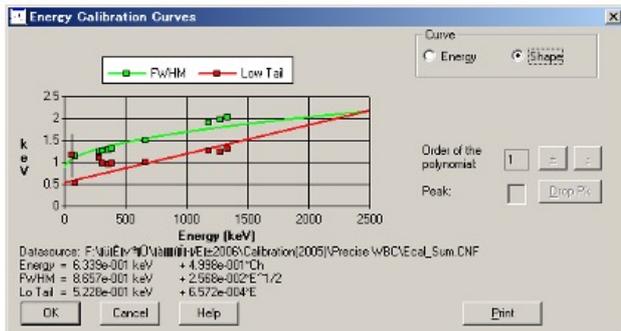
前ページに示した波高スペクトルを解析し、ピークチャンネルと対応するエネルギーを比較した結果です。
このように良好な線形性が確認できます。
NaIの場合は二次式を用いる場合もありますが、適宜最適な方を選択します。

エネルギー校正(5)



Ge検出器の場合は大抵
エネルギー校正式は1次式

NaI検出器の場合は2次式の
方が良く近似できる場合もある



半値幅校正式

$$w = aE^{1/2} + bE + c$$

$$w = (a + bE)^{1/2}$$

(DebertinとHelmerの式)

半値幅校正式がないと複合
ピークの解析が行えない!!

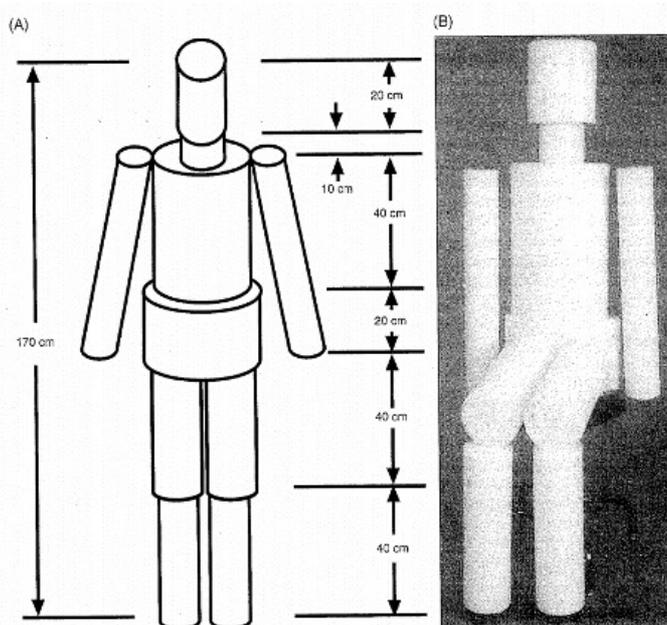
37

これはスペクトル解析ソフトウェアを用いてエネルギー校正式を求めた結果です。

下の図は半値幅校正式です。この式は複合ピークの解析に必要となりますが、エネルギーまたはチャンネルと半値幅の関係を求める式です。

※JCO臨界事故の際にもNa-24とK-40のピーク分離の問題があり、NaIよりもGeが推奨されましたが、NaIでも半値幅式を適切に取得しておくことにより複合ピークの解析は十分可能です。

(計数効率)校正用ファントム



BOMAB (Bottle Manikin Absorption) ファントム, ICRU Report 69 (2003)

38

WBCの計数効率校正はファントムを使用します。

ファントムとは体内に放射性核種を有する人体を模擬した模型であり、これを被検者に見立ててWBCを測定することで、対象核種の体内放射能あたりの計数率が得られます。

計数効率は計数率をファントム中の放射能で割ることで得られます。計数効率は光子のエネルギーの関数になります。

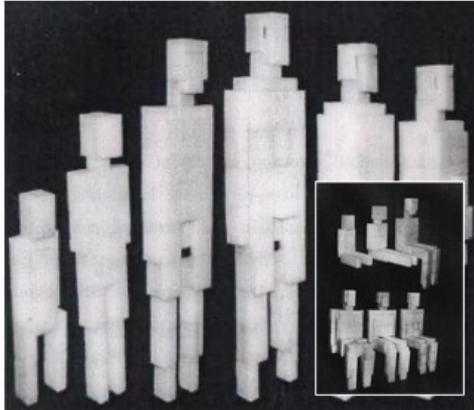
WBCでよく利用されるrファントムは米国規格のBOMABファントムです。

人体の各部位を模擬した10個程度の円筒パーツで構成されます。

BOMABファントムの形状はシンプルですが、Cs-137などのエネルギーの場合は人体軟組織の半価層は約8cmなので、実務上は問題はありません。

ただし、体格の違いとして成人から子供までが対象とする場合は、複数のファントムを用いて計数効率の体格補正をする必要があります。

(計数効率)校正用ファントム(続)



Type of the phantom (reference sample index of the set)	Age and anthropometric characteristics of human body			
	Age, years	Weight, kg	Height cm	Average thickness, cm
F ₁	2	12	82.5	8.8
F ₂	6	24	121.0	10.9
F ₃	14	50	160.0	11.8
F ₄	> 18	70	170.5	14.3
F ₅	≥ 18	90	170.5	15.7
F ₆	≥ 18	110	170.5	19.4

Kovtun et al. Radiat. Prot. Dosim. 89 (2000)

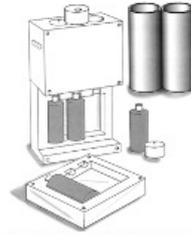


Fig. 1. The GEOTEC whole body counting phantom showing the placement of the sources.

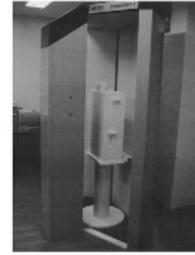


Fig. 2. The GEOTEC whole body counting phantom prepared for calibration of a San-Pan counter.

Kramer et al. Health Phys. 88 (2005)



Figure 5.3: Bottle phantom (70-kg-configuration) in the WBC.

Lars Hegenbart, Doctor thesis (2009)

39

こちらのスライドではその他のWBC校正用ファントムを紹介しています。左側の示すブロックパーツで構成されるファントムはIGORファントムまたはサントペテルブルクファントムと呼ばれるもので、欧州ではよく利用されているようです。

その他、右の写真にあるようなファントムも利用されています。

計数効率校正(1)

体外計測法の原理(相対測定)



既知量の放射性核種を封入した
ファントム

ピークカウント: C
放射能: A

ピーク効率 $C/A = \epsilon$



被検者

ピークカウント: C'

体内放射能: $A' = C'/\epsilon = (C'/C) \times A$

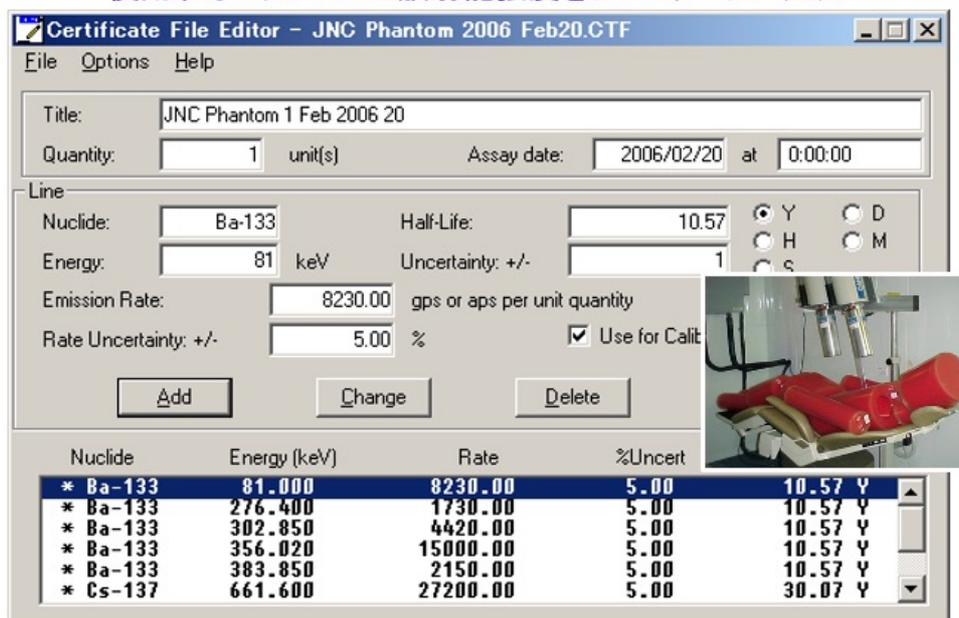
前のスライドで示したファントムを用いてWBCの計数効率校正を行います。このスライドに示すように、体外計測の原理はファントムとの相対測定となります。

実は被検者のWBC測定において対象とする核種のファントムが調達できれば、被検者の体内放射能の定量に計数効率は不要です。

しかし、実際にはすべての核種についてファントムを準備できる訳ではないので、計数効率曲線、すなわち、光子エネルギーを変数とする計数効率カーブを取得する必要があります。

計数効率校正(2)

使用するファントムの放射能強度をソフトウェアに入力



File Options Help

Title: JNC Phantom 1 Feb 2006 20

Quantity: 1 unit(s) Assay date: 2006/02/20 at 0:00:00

Line

Nuclide: Ba-133 Half-Life: 10.57 Y D
 H M
 S

Energy: 81 keV Uncertainty: +/- 1

Emission Rate: 8230.00 gps or aps per unit quantity

Rate Uncertainty: +/- 5.00 % Use for Calit

Add Change Delete

Nuclide	Energy (keV)	Rate	%Uncert	
* Ba-133	81.000	8230.00	5.00	10.57 Y
* Ba-133	276.400	1730.00	5.00	10.57 Y
* Ba-133	302.850	4420.00	5.00	10.57 Y
* Ba-133	356.020	15000.00	5.00	10.57 Y
* Ba-133	383.850	2150.00	5.00	10.57 Y
* Cs-137	661.600	27200.00	5.00	30.07 Y

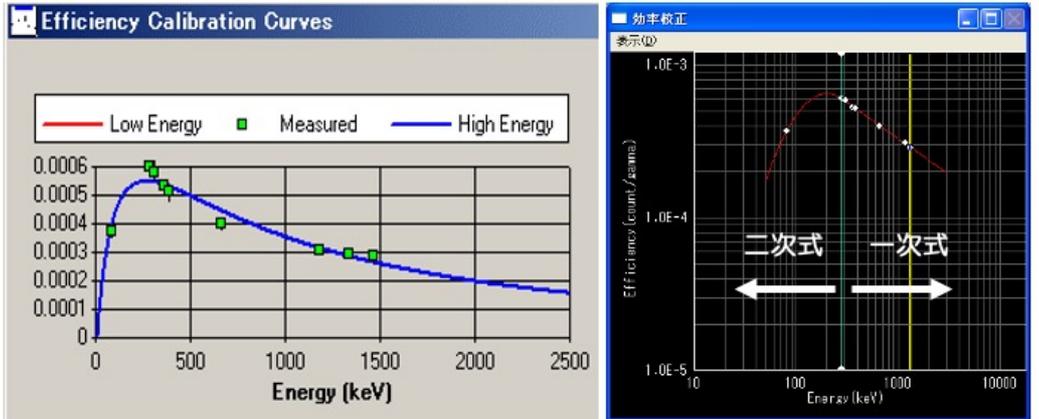
Canberra GENIE 2K, Certificate File Editor

41

計数効率カーブもスペクトル解析ソフトウェアで求められるようになってい
ます。
これは一例ですが、取得した校正スペクトルを解析するに当たり、ファント
ムの放射能強度などの情報を入力します。

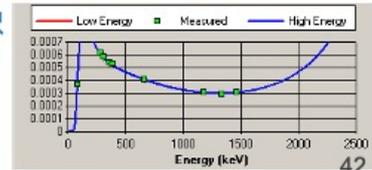
計数効率校正(3)

計数効率カーブの例



ソフトウェア上でカーブを自動で作成してくれるが以下を留意

- 適合関数は何でも良いが、なるべく低次の間数式を選択
- 150~200keV付近に極大値(knee)が存在すること
- 高エネルギー側でカーブが持ち上がらない自然の形になること
- 校正スペクトルは何回か取得



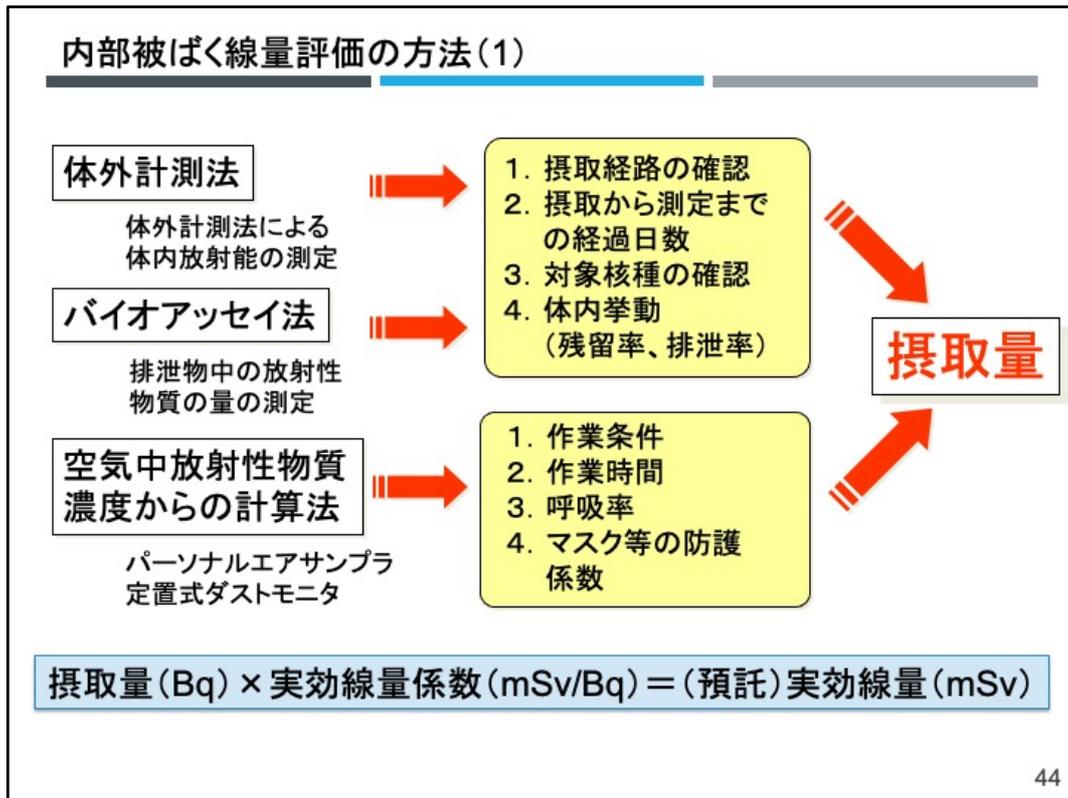
こちらはスペクトル解析ソフトウェアで得られた計数効率カーブです。ほぼ自動でカーブを描いてくれますが、以下の点に留意する必要があります。

- 適合関数は何でも良いが、なるべく低次の間数式を選択
- 150~200keV付近に極大値 (knee) が存在すること
- 高エネルギー側でカーブが持ち上がらない自然の形になること
- 校正スペクトルは何回か取得

計数効率カーブの極大値となるkneeのエネルギーは200keV前後に見られる場合が多いですが、これはNaIがGeのケーシングに使われているアルミニウム（一部はステンレス）によるためと考えられます。

講義内容

- ホールボディカウンタ(WBC)とは
- 測定系とジオメトリ
- 校正方法
- 内部被ばく線量評価法
- 測定事例



内部被ばく線量評価法について解説します。

内部被ばく線量は外部被ばく線量を測定する個人線量計のように直読できません。

まずは摂取量を評価あるいは推定する必要がありますが、それには体外計測法、バイオアッセイ法、そして空气中放射性物質濃度からの計算法があります。

このうち、体外計測法とバイオアッセイ法は個人を測定したり、個人から得られるサンプルを測定することから、個人モニタリングと呼ばれています。個人モニタリングは空气中放射性物質濃度からの計算に比べて、線量評価の精度は高いですが、被検者が多数に及ぶ場合にはトリアージをして優先順位の高い被検者から個人モニタリングを行う必要があります。

摂取量を評価・推定するには、いわゆる摂取シナリオが必要です。摂取シナリオとは、いつ、どのように、何を摂取したかの条件を決めるもので、これがないと摂取量を評価することはできません。

実際にはすべての情報が得られる場合が少なく、放射性核種が分かっている場合でも、その物理化学的性状（粒子の大きさや体内での溶けやすさ）の情報までも必要ですので、

標準的な条件を仮定する場合はほとんどです。

内部被ばく線量評価の方法(2)

1. 摂取量の計算

$$\frac{\text{体内残留量}}{\text{残留率}} = \text{摂取量} \quad \frac{\text{排泄量}}{\text{排泄率}} = \text{摂取量}$$

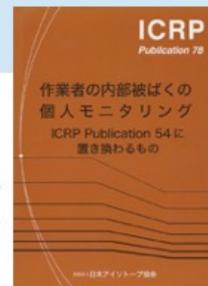
2. 実効線量の計算

$$\text{摂取量} \times \text{実効線量係数} = \text{実効線量}$$

Q. 原子力発電所の管理区域内において作業員が ^{60}Co を吸入した。翌日、WBCで測定したところ、100万Bq全身中に検出。内部汚染に伴う実効線量を評価せよ。

$$\frac{1,000,000}{0.49} \times 1.7\text{E-}05 = 34.7\text{mSv}$$

← 実効線量係数
← 残留率



内部被ばく線量評価の方法です。

摂取量の計算は、WBCなどの体外計測法であれば測定した体内残留量を、摂取から測定までの経過時間を変数とする残留率で割って摂取量を評価します。摂取量に実効線量係数を乗じれば実効線量、正確には預託実効線量を評価することができます。

内部被ばく線量評価の方法(3)

The screenshot shows the MONDAL Ver. 3.01 [日本語] interface. The main window is titled 'MONDAL Ver. 3.01 [日本語]' and contains several sections:

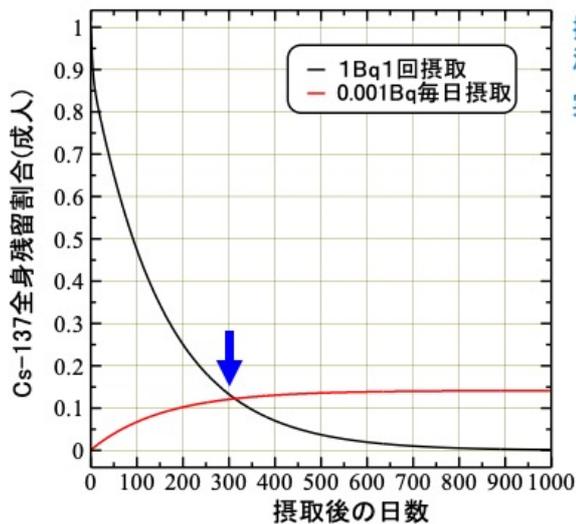
- 核種 / 計算対象と摂取ルート:** 核種: Co-60, 5.27 年, γ (1.17MeV)100%, γ (1.33MeV)100%
- 摂取経路:** 作業者による吸入摂取, 公衆による吸入摂取, 作業者による経口摂取, 公衆による経口摂取
- AMAD・年齢 / タイプ・f1:** AMAD: 5 ミクロン(デフォルト), 吸収のタイプ: タイプS (酸化物、水酸化物、ハロゲン化物、硝酸塩)
- 測定データ:** 計測量: 全身残留量, 摂取期間: 日間, 摂取終了後: 1 日後に測定/採取, 放射能: 1000000 Bq
- 計算結果:** 測定した日の残留割合: 4.90E-01 Bq/Bq, 摂取量: 2.0E+06 Bq, 実効線量: 3.5E-02 Sv

A callout box points to the '組織等価線量' (Organ Equivalent Dose) field, which displays the value **35mSv**.

内部被ばく線量評価にはMONDALと呼ばれる計算ツールも使えます。MONDALは放医研で作られたソフトウェアで、希望者には無料で配布しています。

※新しい体内動態モデルも公開されており、近いうちにOIR Viewerなどのツールを使って線量評価をするので更新する予定です。

摂取シナリオによる線量評価の差異



摂取から300日後に成人の住民の全身測定し¹³⁷Csを10,000Bq検出
実効線量係数: 1.3×10^{-5} mSv/Bq
(成人の経口摂取)

1. 初日のみに摂取があったと仮定
残留率(300日)=0.133
摂取量=10,000/0.133=75,000Bq
預託実効線量=0.98mSv
2. 測定日前日まで均等に摂取があったと仮定
摂取量=25000Bq
預託実効線量=0.32mSv

生物半減期の短い子どもの線量評価ではシナリオによる影響がさらに大きくなる

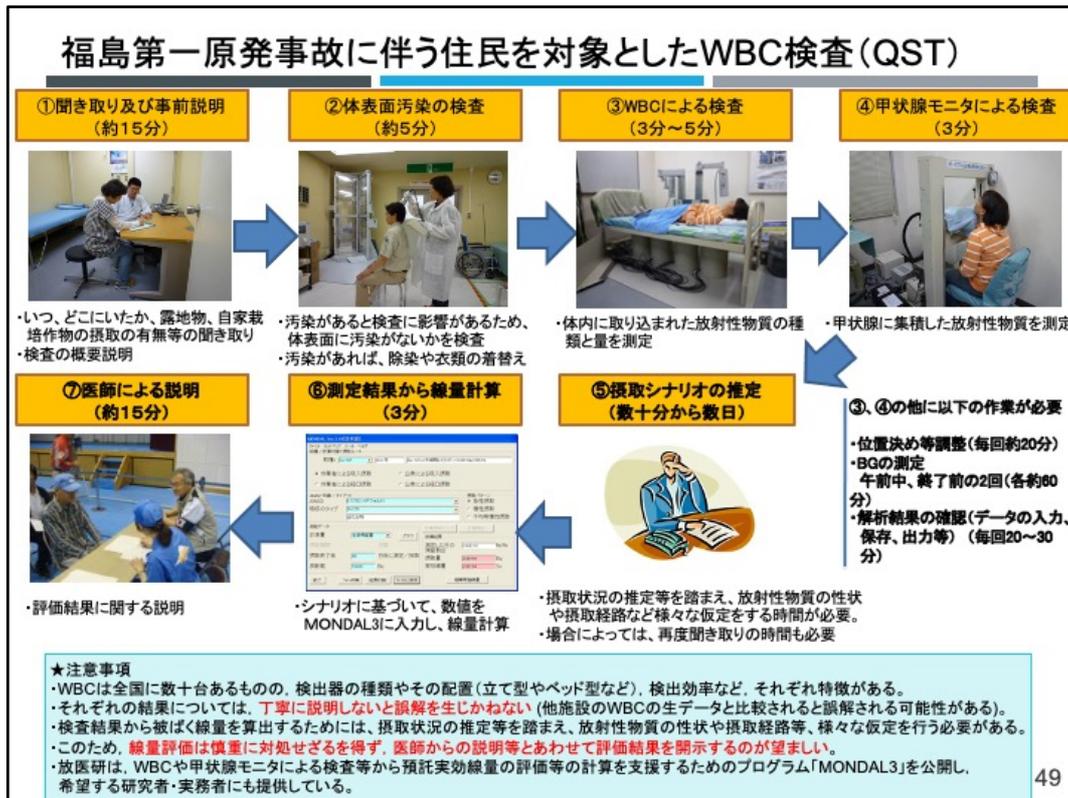
47

このスライドでは摂取シナリオによる線量評価の差異を示しています。WBCの測定値である測定時点での体内残留量から摂取量に変換するには、摂取シナリオが必要になります。例えば、ここでは摂取開始から300日後に成人の住民の全身測定し¹³⁷Csを10,000Bq検出したとき、初日のみに摂取があったとした場合と測定日前日まで毎日均等に摂取した場合の二つの摂取シナリオでどのくらい線量評価が異なるか示しています。ただし、摂取経路としては経口摂取を仮定します。

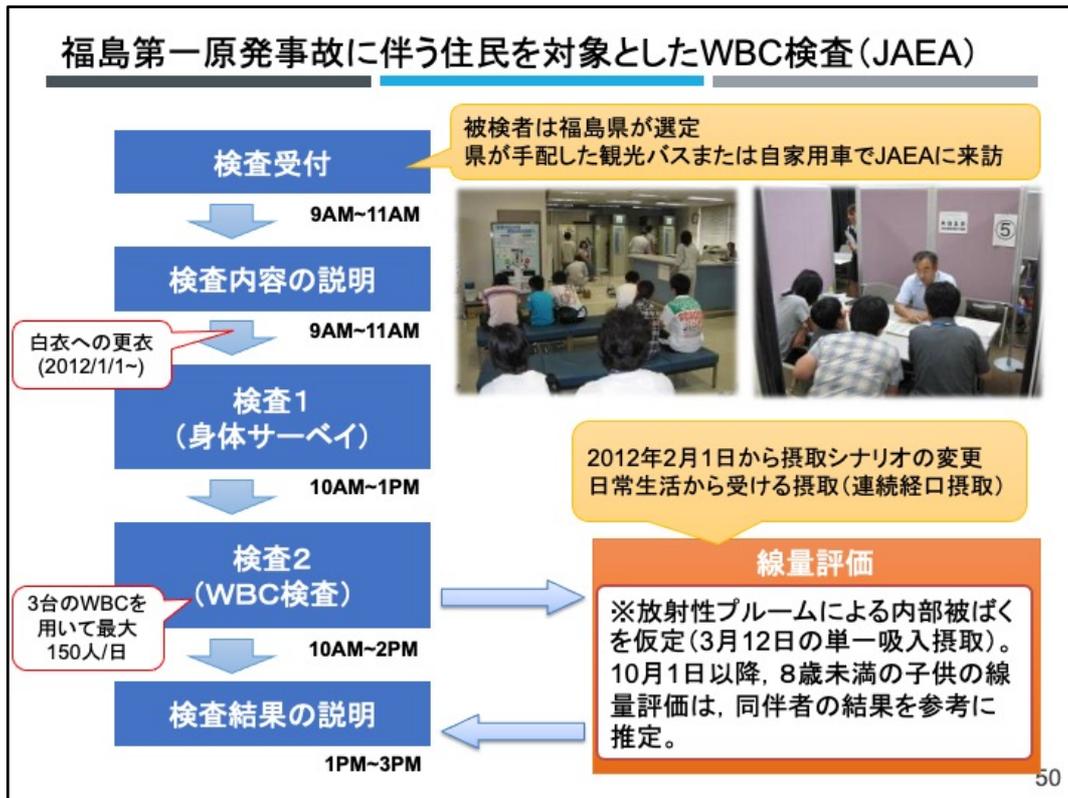
計算の結果は最初のシナリオでは0.98mSv、2番目のシナリオでは0.32mSvとなります。2つのシナリオで摂取開始から300日後に10000Bqとなる過程をグラフに示していますが、ある瞬間の被ばく線量率はその時の体内残留量に比例することを考えると、体内残留量の時間積分がそれまでに受けた被ばく線量となることが分かります。

講義内容

- ホールボディカウンタ(WBC)とは
- 測定系とジオメトリ
- 校正方法
- 内部被ばく線量評価法
- 測定事例



ここからはWBCを用いた実際の測定例について紹介します。
 最初は量研機構で実施した福島住民のWBC検査です。
 このスライドではWBC測定だけでなく、一連の対応について紹介しています。
 ①の聞き取り及び事前説明ですが、被検者が測定を受けるまでにどのような生活をされたのか簡単に聞き取っております。
 ②の体表面汚染検査ですが、体表面汚染があると正しいWBC測定ができないので汚染がないことを確認します。
 ③はWBCによる検査で、
 ④は甲状腺モニタの検査となります。当時(2011年6月下旬から7月末まで)は、I-131の確認も行いました。
 それ以降はスライドにしますとおりで、WBC測定から線量評価を行うにも多くの手順が必要であり、時間や労力(要員)を要することを認識することが重要です。



こちらは日本原子力研究開発機構が実施した福島住民のWBC検査の概要を示しています。

被検者の方々は早朝に福島を出発し、県が手配した観光バスや自家用車などで茨城県東海村の原子力機構まで来られ、その後受付をしてWBC検査を受けています。

その日の内に戻るために検査時間はお昼から午後3時くらいまででした。

3台のWBCを用いて1日150人(最大)の測定が行われました。原子力機構のWBC検査は2つのサイトで行いましたので(核燃料サイクル工学研究所と原子力科学研究所)、サイト内の移動に加えてサイト間の移動もバスが使われました。

摂取シナリオは量研機構と共通で最も保守的な摂取シナリオが使われました。ただし、子供については両親の測定結果を参考にして線量評価が行われました。

2012年1月から着衣の着替えが必要となりましたが、これは一時帰宅等でわずかですが着衣の汚染がある方々が認められ、それによりWBCが有意値となる場合が多発したためです。

福島第一原発事故に伴う住民を対象としたWBC検査

福島県民の内部被ばく調査のために多くのWBCが導入された。(福島県下で約50台)

※詳細は保健物理学会専門研究会報告書(2016)



Fastscan at Hirata Central Hospital



New mobile whole body counters are now ready!!



Fastscan at Minami-soma general hospital



Visit Marumori town (Miyagi Pref.)



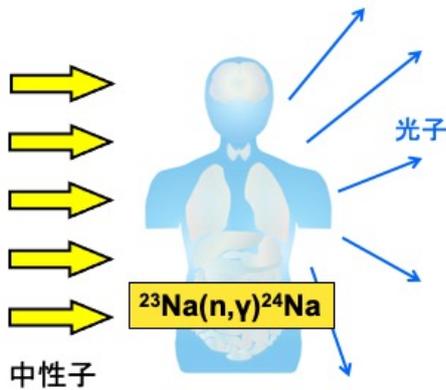
Accuscan WBC at FMU



WBC at Motomiya City

福島県では事故発生から1年目以降、多くのWBCを新規導入して住民の内部被ばく検査を継続しています。このスライドでは福島県で使用されているWBCの一例を示しています。

臨界事故時におけるWBCの適用



^{23}Na (安定) が中性子捕獲により
 ^{24}Na (放射性) になる。
➢ γ 線: 1369 keV, 2754 keV
➢ 半減期: 14 時間

^{23}Na (安定) の存在量: 体重1kg当たり
1.4g 参考: ICRP Publ.23



Momose et al., J. Radiat. Res., 42 (2001)

WBCによる体内 ^{24}Na の測定
(写真はイメージ)

全身中の ^{24}Na 1 Bq当たり
 $\approx 0.5 \sim 3 \mu\text{Gy}$
(中性子線 + γ 線)
Ref. IAEA TRS-211 (1982)

52

これは特殊なケースですが、臨界事故時にWBCが使用されたこともあります。1999年9月30日に発生したJCO臨界事故では、JCO従業員等に対して中性子による外部被ばく線量評価を行うためにWBC測定が行われました。体内の安定ナトリウム (^{23}Na) は中性子捕獲により放射性ナトリウム (^{24}Na) になります。

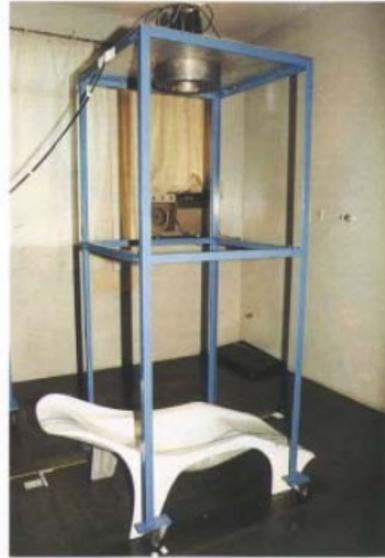
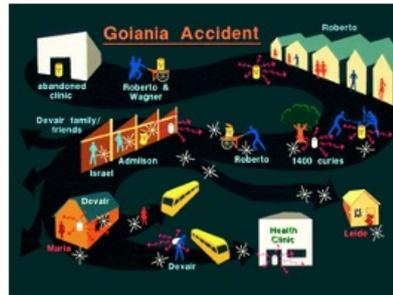
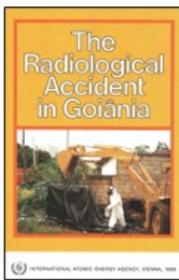
^{24}Na は2つのエネルギーの γ 線を放出しますが、これらをWBCで測定することができます。

これまでの事故の経験から、全身中の ^{24}Na 1 Bq当たり $\approx 0.5 \sim 3 \mu\text{Gy}$ の被ばく線量 (γ 線量含む) に相当するとされています。

ゴイアニア事故

事故の概要

- 廃院となった病院跡地に残されていた放射線治療用照射装置から ^{137}Cs (50.9TBq)が取り出され周囲に拡散。11,200人の調査と約2,000kmの道路の汚染調査がなされる事故に至った。
- 重度の被ばく障害は20名、内4名が骨髄障害により1か月以内に死亡。顕著な汚染が確認された者249名
- 汚染土壌及び除染により生じた廃棄物は、200リットルドラム缶14,500個、5トンコンテナ1,470個



32. The improvised whole body counter used in Goiânia.

ブラジルのゴイアニア事故はIAEAから詳細なレポートが出ていますが、同事故でもWBCは使われています。事故概要は記載のとおりですが、セシウム汚染の疑いのある多くの方々のWBC検査が行われています。スライド右にある写真は使用されたWBCであり、汚染レベルが高かったため検出器と被検者の距離が離されています。

チェルノブイリ事故



Figure 3.10 Presentation ceremony in Red Square (April 1991)

笹川保健財団

https://www.shf.or.jp/other_activities/chernobyl

Nagataki. Radiation Health Effects and Countermeasure.
Maruzen Publishing (2012)

チェルノブイリ事故でもWBC検査は行われています。これには日本のプロジェクトが関与しており、詳細はURLを参照ください。

マーシャル諸島における全身計測



Figure 2. Construction of the modular shell sections utilizing internal scaffolding.



Figure 3. The newly constructed radiological facility on Eniwetok Island—this "igloo" design is a low maintenance facility ideally suited to withstanding high wind and harsh sea salt environments.

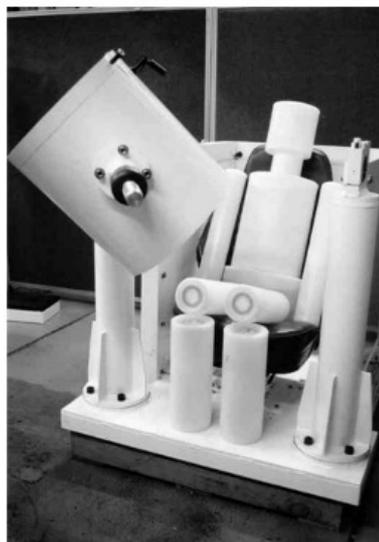


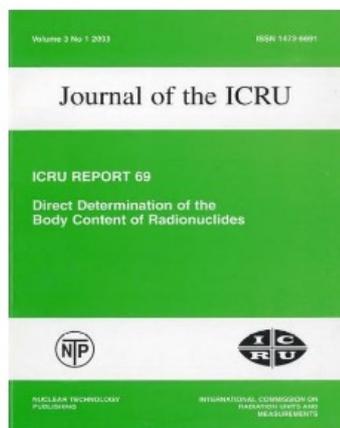
Figure 4. Bottle Man-skin Absorption (BOMAB) calibration phantom seated in a whole body counting chair.

Bell et al. UCRL-JC-147325 (2002).
<https://marshallislands.llnl.gov/introduction.php>

55

最後はマーシャル諸島における全身計測の例です。
1950年代から60年代にかけて、この地域では米国による核実験が頻繁に行われました。
なかでも1954年に第五福竜丸の被災の原因にもなったブラボー実験は有名です。
住民の大半は避難したのですが、帰還した後での生活において影響がないかを調べるためにWBCが設置され検査をしています。

参考文献



ICRU Report 69 (2003)

1. Introduction
2. Application
3. Detectors and Electronics
4. Reduction of Background Radiation
5. Measurement Geometry
6. Calibration Technique
7. Data Analysis
8. Quality Assurance
9. Summary and Recommendations

- Toohey ed. "Current status of whole-body counting as a means to detect and quantify previous exposure to radioactive materials" Health Phys. 60, suppl.1, 7-42 (1991).

以上になります。

参考文献としてはICRU Report69やTooheyらの論文がWBCあるいは体外計測全般を解説しております。

話題提供

福島原発事故における内部被ばく線量測定の実験

原子力災害 専門研修
WBC研修 参考テキスト

国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
Ver.202203

はじめに

- 福島第一原子力発電所事故を契機とし、福島県住民をはじめとする多数の一般公衆を対象とした内部被ばく検査がホールボディカウンタ(WBC)を用いて開始された。
- 我が国におけるWBCの利用は従前まで職業被ばくの管理の目的にほぼ限定されていたことから、一般公衆の測定に際して幾つかの課題が認識された。
 - ファントムの標準化
 - 子どもを含む様々な体格の被検者
 - 内部被ばく線量評価の方法



福島第一原発事故後に我が国で行われてきたWBC測定に係る様々な対応状況を調査するとともに、種々のWBC測定から取得されたデータの解析を行うことで科学的根拠に基づく課題解決の具体的な提案を行うことが提案(日本保健物理学会専門研究会として活動)。

報告書の内容

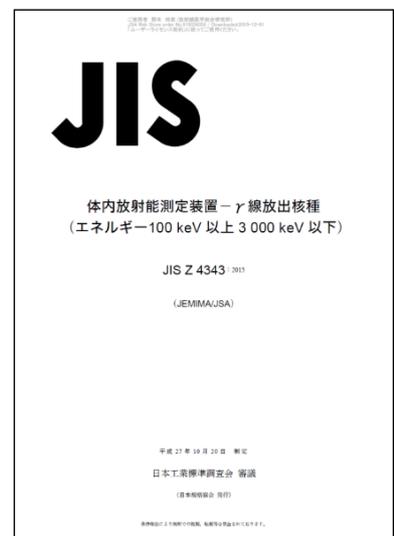
- はじめに
- 検討すべき課題
- 我が国におけるWBCの稼働状況
- WBC運用面の課題
- WBC測定結果の解釈
- 提言

3

スコープ

- 国内で稼働中の様々なWBCの内、特に福島原発事故以降に住民の内部被ばく線量測定のために導入されたWBCを対象とし、その運用面に係る技術的指針とするための提言を行うことを目的とする。

WBCを初めとした内部被ばく線量測定装置の区分と性能要求については、国際規格に準拠した体内放射能測定装置に関する日本工業規格(JIS)の整備が2015年10月20日に制定された。



4

検討すべき事項(1)

「福島第一原子力発電所事故に関する放射線防護上の課題と提言(日本保健物理学会)」
http://www.jhps.or.jp/jhp/wp-content/uploads/2014/12/2ndteigen_j.pdf

第2期 福島プロジェクト特別シンポジウムで出された課題(平成25年5月25日開催)

- WBCは沢山導入されているが、精度管理が重要であり、特に、測定の信頼性を確保する観点から**トレーサビリティの確保**が重要である。日本には(WBCの校正基準となるファントムの)規格がないため、当学会の専門研究会の活動を踏まえて規格化していく必要がある。
- 校正用標準ファントム、検出限界、スペクトル解析方法、線量評価等についての**標準化**が必要であり、WBCを取り扱う人のための**標準マニュアル**の整備が必要である。
- 検査要員の養成も含めて、多数のWBCの今後の維持管理方法を検討する必要がある。
- 住民にWBCの測定結果を十分に説明するため、どのように発言したらいいのか等の理解を進めるQA集の作成や**リスクコミュニケーション**も考慮に入れたマニュアル集を作るべきである。
- WBC測定は、これまでに職業被ばくが対象であり、原子力防災では内部被ばくといえは甲状腺モニタリングに限られていたこともあり、**測定が遅れたのが一番の課題**であった。
- 限られたWBCの中で、**感受性の高い子ども**や、子どもと一緒にいる家族を優先するなど、優先順位をあらかじめ考えておく必要がある。
- 子ども等体格の異なる**一般公衆に対して測定精度**を高めるにはどうすべきが課題である。
- より正確には、我が国ではWBCの校正基準となるファントムの国内規格が決められていないため、**体内放射能測定に関する国内トレーサビリティが未整備**であるということである(第3章参照)。課題28(次項)でも同様である。

5

検討すべき事項(2)

課題27 住民の被ばく—WBCによる内部被ばく線量評価—調査体制

平成23年6月から開始された福島県の県民健康管理調査の一環で、外部被ばく線量評価については、行動調査に基づき、基本調査の被ばく線量調査として調査された。しかし、WBCを用いた内部被ばく線量調査については、基本調査の被ばく線量推計調査として実施されなかった。このため、WBCの測定結果については、被検者の了解なく他目的に活用できない情報であることから、**各自治体や病院等が個別に管理している現状**が生まれてしまっている。また、WBCを用いた内部被ばく測定は、**原子力防災には位置づけられていなかったため、測定が遅れること**となった。

● 提言27-1 住民の被ばく—WBCによる内部被ばく線量評価—調査体制

全国のWBCの保有状況を把握し、検査要員の養成を行ってWBCおよび検査要員の被災地への一時的貸与および派遣が行える体制を構築し、事故後迅速に国や県が主導して**WBCを用いた内部被ばく線量調査が実施できる体制を十分に整備**しておくこと。

● 提言27-2 住民の被ばく—WBCによる内部被ばく線量評価—調査体制

事故後配備される多数におよぶ**WBCの維持管理方法**やWBCの測定結果をいかに十分に公衆に説明できるか等の理解を深めるための**QA集やマニュアル集**を作成しておくこと。

6

検討すべき事項(3)

課題28 住民の被ばく—WBCによる内部被ばく線量評価—測定方法

WBCを用いた住民の内部被ばく線量評価は、住民のニーズが高く、福島県直営以外にも、市町村、病院や民間団体によって個別にWBCが設置され、標準的な方法で統一されないまま実施されてしまった。また、測定の信頼性を確保する観点から、**トレーサビリティの確保**が重要であるが、それを定める規格がなく^(注)、測定結果を十分に説明するためのマニュアル等も整備されていなかった。

● 提言28 住民の被ばく—WBCによる内部被ばく線量評価—測定方法

WBCやバイオアッセイ法による**内部被ばく線量の評価方法**を、過去の知見や技術を踏まえ、子ども等の体格の異なる**一般公衆に対する測定精度**等に係る技術的な妥当性を検証した上で、専門研究会や他学協会と連携して標準化を検討すること。

(注)原文通り引用した。ここで述べられているトレーサビリティの確保とは、統一した仕様に基づくファントムを用いて、種々の型式のWBCの校正がなされることを指している。

7

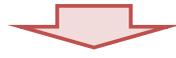
検討すべき事項(要点)

1. WBC測定の標準化を検討する材料として、我が国におけるWBCの設置台数やその稼働状況、現状の測定精度、標準とすべき校正用ファントムの仕様等に関する情報を提供するとともに、WBCのトレーサビリティ構築のための具体的な提案を行うこと。
2. 子どもから成人までの幅広い体格の被検者を対象として、信頼性のあるWBC測定を行うための方法(体格補正法)を検討すること。
3. WBCの測定精度の維持に必須となる機器の点検・校正の具体的な内容を示すこと。
4. 一般公衆を対象としたWBCの測定結果に基づく内部被ばく線量評価方法について、その標準的な考え方を示すこと。

8

我が国におけるWBCの稼働状況(全国)

小佐古ら¹の調査(1994)...83機



内閣府の調査²(2011)...106機



その後、さらに約50機のWBCが福島県下で稼働

所在地 (都道府県)	原子力発電所等	二次・三次被ばく医療機関		その他の保健所		
		保有台数	保有台数	研究機関等	保有台数	
北海道	泊	2	札幌医科大学付属病院	1	岩内地域保健室検査検査室	1
			国立病院機構北海道がんセンター	1	神恵内除染検査室	1
青森	東通 日本原燃(六ヶ所)	4	青森県立中央病院	1	国立病院機構弘前病院	1
			八戸市立市民病院	1		
			弘前大学医学部付属病院	1		
宮城	女川	2	国立病院機構仙台医療センター	1		
			宮城県立循環器・呼吸器病センター	1		
福島	福島第一 福島第二	4	福島県立医科大学医学部附属病院	1	福島県環境医学総合研究所	2
茨城	東海第二	2	国立病院機構水戸医療センター	1	日本原子力研究開発機構 原子力科学研究所	3
			茨城県立中央病院	2	核燃料サイクル工学研究所 大洗研究開発センター 原子力緊急時支援研修センター	4 2 3
千葉			放射線医学総合研究所	3		
神奈川県			北里大学病院	1		
群馬					日本原子力研究開発機構 高崎量子応用研究所	1
新潟	柏崎刈羽	4	新潟県立がんセンター新潟病院	1		
静岡	浜岡	3	静岡県立総合病院	1		
石川	志賀	2	石川県立中央病院	1		
			国立病院機構金沢医療センター	1		
福井	敦賀 美浜 大飯 高浜	2	福井県立病院	1	日本原子力研究開発機構 高速増殖炉研究開発センター 原子炉後処理研究開発センター 二州健康福祉センター 若狭健康福祉センター 原子力防災除染検査所	2 2 1 1 1
京都					京都府緊急時放射線検査施設	1
大阪			国立病院機構大阪医療センター	1	大阪大学	1
鳥取					日本交通神倉吉営業所	1
島根	島根	3	島根県立中央病院	1		
岡山			国立病院機構岡山医療センター	1		
広島			広島大学	1		
愛媛	伊方	3			伊方町民会館	1
佐賀	玄海	4	唐津赤十字病院	1		
長崎			長崎大学病院	1		
鹿児島	川内	2	済生会川内病院	1	川薩保健所	1
小計		49		27		30
						106

- 小佐古敏荘ら; 全身カウンタの現状と標準化に関する課題, 保健物理, 29, 217-228 (1994).
- 総務省HP, 放射性物質等による内部被ばく検査に関する実態把握の結果, http://www.soumu.go.jp/main_content/000140109.pdf

9

我が国におけるWBCの稼働状況(福島県)

設置者, 設置場所等	製造元	ジオメトリ	導入時期
福島県 車載 1	キャンベラ	立位	H23.11.21
車載 2	キャンベラ	立位	H23.12.23
車載 3	キャンベラ	立位	H23.12.23
車載 4	キャンベラ	立位	H24.1.18
車載 5	キャンベラ	立位	H24.1.26
車載 6	キャンベラ	立位	H24.3.12
車載 7	キャンベラ	立位	H24.12.5
車載 8	キャンベラ	立位	H25.7.31
小計 8台			
福島市 車載 1	福島市保健福祉センター	キャンベラ	立位
車載 2	"	キャンベラ	立位
二本松市 据置 1	二本松市放射線被ばくセンター	安西メディカル	椅子
据置 2	"	リリ付製 ANTIDOZA	椅子
伊達市 据置 1	なかのクリニック (旧: 中野病院)	キャンベラ	立位
据置 2	伊達市霞川病院	キャンベラ	立位
本宮市 据置	本宮市元いきいき広域プラザ「えぼか」	富士電機	椅子
桑折町 据置	桑折町保健福祉センターやなぎ園	富士電機	椅子
川俣町 据置	済生会春日診療所	キャンベラ	立位
郡山市 据置 1	郡山市保健所放射線健康管理センター	キャンベラ	立位
据置 2	"	日立アロカ	椅子
据置 3	"	富士電機	椅子
据置 4	"	キャンベラ	立位
公立岩瀬病院会 車載		キャンベラ	立位
田村市 据置	田村市放射線健康管理センター	キャンベラ	立位
小野町等企業団 据置	公立小野町地方総合病院	キャンベラ	立位
白河市 据置	白河厚生総合病院	キャンベラ	立位
相馬市 据置 1	相馬中央病院	キャンベラ	立位
据置 2	公立相馬総合病院	キャンベラ	立位
南相馬市 据置 1	南相馬市立総合病院	キャンベラ	立位
据置 2	"	キャンベラ	立位
据置 3	"	キャンベラ	BABYSCAN
広野町 据置	広野町保健センター	キャンベラ	立位
楢葉町 据置	JFA メディカルセンター	キャンベラ	立位
双葉町 据置	双葉町いわき事務所	キャンベラ	立位
浪江町 据置	浪江町仮設診療所 (二本松市)	キャンベラ	立位
飯館村 据置	あづま脳神経外科病院	キャンベラ	立位

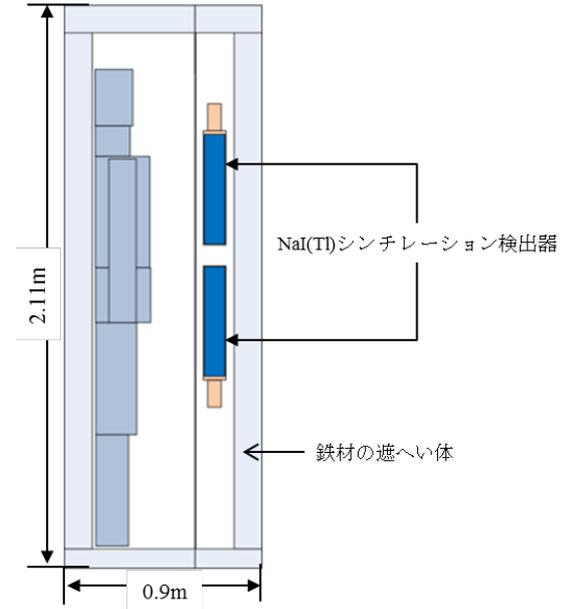
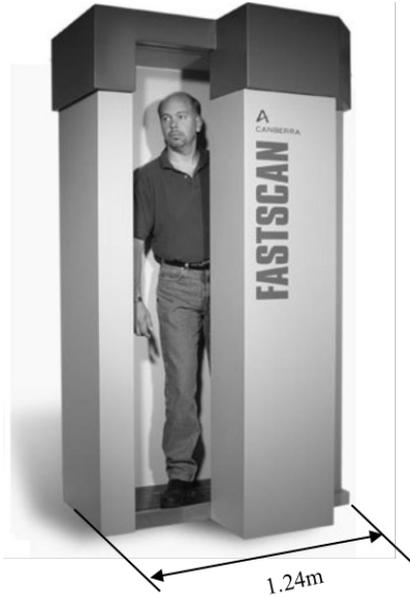
いわき市	据置 1	いわき好開コミュニティ検診プラザ	キャンベラ	立位	H24.5.11
	据置 2	いわき市総合保健福祉センター	キャンベラ	立位	H24.5.31
小計 29台					
(福島県による精度確認済のもののみ計上)					
民間	据置 1	福島県労働保健センター	安西メディカル	椅子	H23.11
	据置 2	"	キャンベラ	立位	H24.9.10
	据置 3	"	キャンベラ	立位	H24.9.10
	据置 1	ひらた中央病院	キャンベラ	立位	H23.10.17
	据置 2	ひらた中央病院	キャンベラ	立位	H24.6
	据置 3	ひらた中央病院	キャンベラ	BABYSCAN	H25.12
	据置	福島赤十字病院	キャンベラ	立位	H24.4.9
	据置 1	常盤病院	キャンベラ	立位	H24.5.12
	据置 2	"	キャンベラ	BABYSCAN	H26.5
	据置	渡辺病院	日立アロカ	椅子	H24.7
	据置	馬場医院	キャンベラ	立位	H24.9
	据置	わたり病院	キャンベラ	立位	H26.1
小計 12台					
(市町村から委託を受けているもののみ計上)					
合計 49台					

(平成26年11月17日時点)

10

国内WBCの代表的機種(1)

米国キャンベラ社FASTSCAN™



総重量: 4.8 ton, 設置面積: 1.24 m × 0.9 m, 装置高さ: 2.11 m
 検出限界値(メーカー仕様): 150 Bq (⁶⁰Co, 1分間測定)

11

FASTSCAN(補足)

Table 1. Estimate of Whole Body Counting Errors

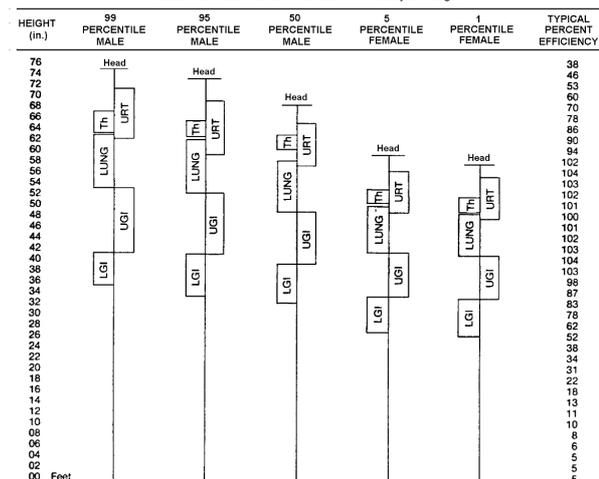
Source of Error	Close Geometry Chair	50 cm Arc Chair	Linear Geometry	2 m Arc Geometry
Depth Geometry	75	30	25 (S) 3 (P&S)	3
Lateral Geometry	30	5	5	1
Longitudinal Geometry	20	10	2	2
Weight and Height	20	15	5	5
Source Calibration	5	5	5	5
Average Error	85%	35%	30% (S) 17% (P&S)	8%

P= PRONE S=SUPINE

体内放射能の定量誤差が小さい

FASTSCAN: A computerized, anthropometrically designed, high throughput, whole body counter for the nuclear industry
http://www.canberra.com/literature/invivo_counting/tech_papers/fastscan.pdf

Table 3. Efficiencies of FASTSCAN vs. Subject Height



被検者の体格差に対する感度変化が小さい (flat efficiency response)

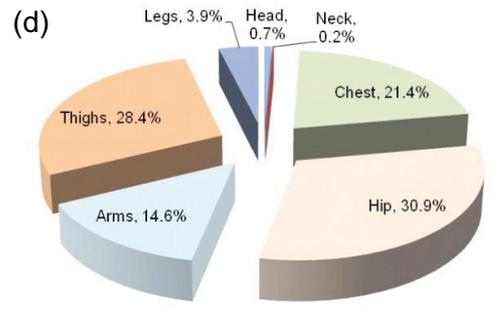
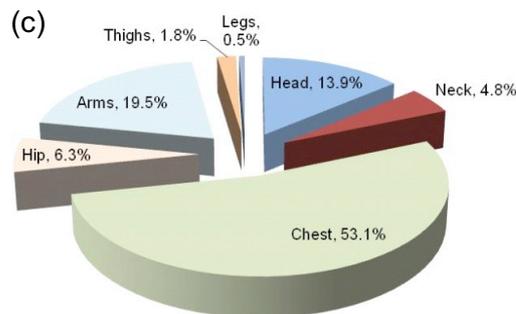
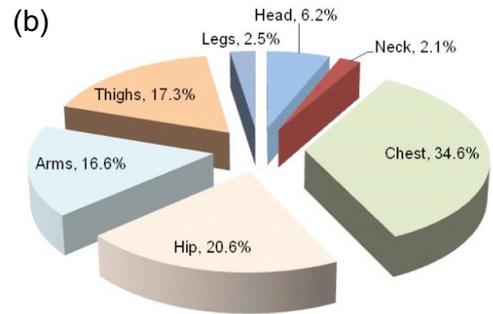
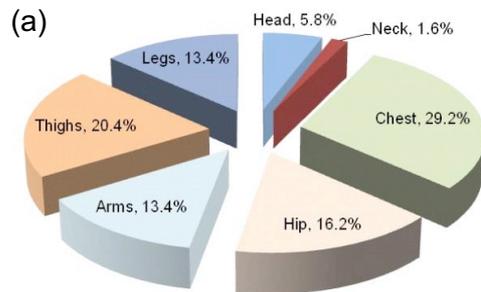
+ 5 - 15%

from the thyroid (95% male worker)
 to the lower GI of the 1% female worker

12

FASTSCAN(補足)

- モンテカルロコード(MCNP5)を用いて, BOMABファントム各部位に対する検出効率を計算



(a)各部位の放射能比, (b)カウント比(アレ), (c)カウント比(上検出器), (d)カウント比(下検出器)

国内WBCの代表的機種(2)



日立アロカメディカル社製 WBC(WBC-R48, 301)

- 総重量: 約5 ton
- NaI検出器(FASTSCANと同型のもの)1 or 2式
- 検出限界値45Bq(⁶⁰Co, 1分間測定)



富士電機社製WBC

- 総重量: 約5 ton
- NaI検出器(FASTSCANと同型のもの)2式
- 遮へい体: 検出器周り及び側面(鉛80mm相当), 被検者前面, 床面(鉛50mm相当)



安西メディカル社製WBC

- 総重量: 約0.9 ton
- NaI検出器(体幹部測定用: 12.5 cm(φ) × 10 cm(t), 甲状腺測定用が5 cm(φ) × 5 cm(t))
- 遮へい体: 50 mm(体幹部)

国内WBCの代表的機種(3)



ATOMTEX社製



AKP社製



ANTIDOZA社製

ATOMTEX社製WBC: <http://www.atomtex.com/en/products/spektrometry-izlucheniya-cheloveka>

AKP社製WBC: http://akp.com.ua/en/index.php?option=com_content&view=category&layout=blog&id=57&Itemid=93&lang=en

ANTIDOZA社製WBC: <http://antidoza.madein.ua/en/skriner>

15

WBC運用面の課題(1)

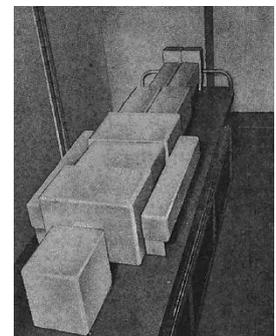
WBC校正用ファントムの標準化

- 我が国では従前からWBCの校正に様々な形状の水ブロックファントムが利用



- 日本保健物理学会「内部被ばく評価のための体外計測器に関する標準校正方法(2006~2007年度)」において議論されるも、標準化に至らず...

- 標準ファントムの製作や導入に係るコスト
- 標準化の重要性についての認識が低かった
- 新しいファントムを導入することによる対応



JAERI 5002より



- 福島原発事故以降、国や福島県が福島県下で稼働中のWBCの精度調査を放医研に依頼

16

WBC校正用ファントム



福島県内のWBC精度調査に使用した放医研ファントムの外観
 米国国家規格協会(ANSI N13.35)に規定されるBOMABファントムの仕様を参考にして製作

放医研ファントム(成人男性)各部位の外形の仕様等

パーツ	短径(cm)	長径(cm)	高さ(cm) ±5%以内	重点容量(cc) ±10%以内	重量(kg)
頭部	14	19	21.3	3500	4.34
頸部	13	13	12.1	1050	1.54
胸部	20	30	41.5	17000	19.50
腹部	20	36	21.5	9990	11.97
大腿部(2個)	15	15	40.3	6060 x 2	6.95, 6.97
足(2個)	12	12	40.3	3740 x 2	4.46 x 2
腕(2個)	10	10	60.2	3790 x 2	4.61 x 2
全高及び重量	—	—	177	—	69.4

17

WBCの原理

- 体外計測の測定と校正の方法: 絶対測定と相対測定
- 相対には測定は人のサロゲート(所謂, ファントム)が必用。

絶対測定の様式

$$A_{Unknown} = \frac{C_{Unknown}}{\epsilon \cdot f_p \cdot \Omega \cdot f_g \cdot e^{-\mu x}}$$

測定で得られるカウント

体内放射能

機器の固有効率

ピーク/全吸収

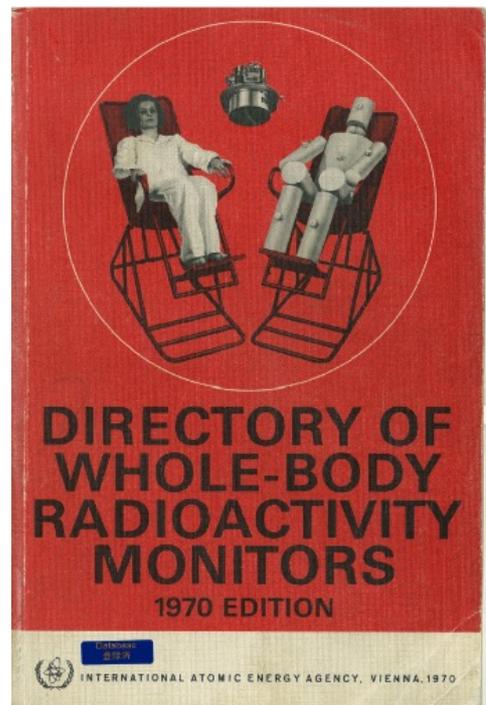
検出器に到達する割合(遮へい効果)

光子放出率

立体角(線源-検出器)

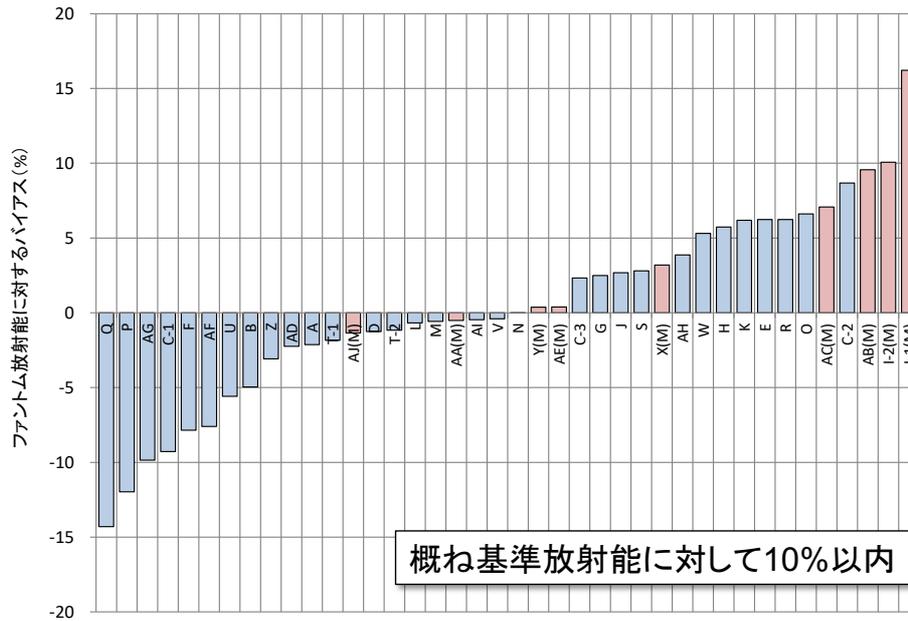
相対測定の様式

$$A_{Unknown} = A_{Known} \frac{C_{Unknown}}{C_{Known}}$$



18

WBC精度調査結果

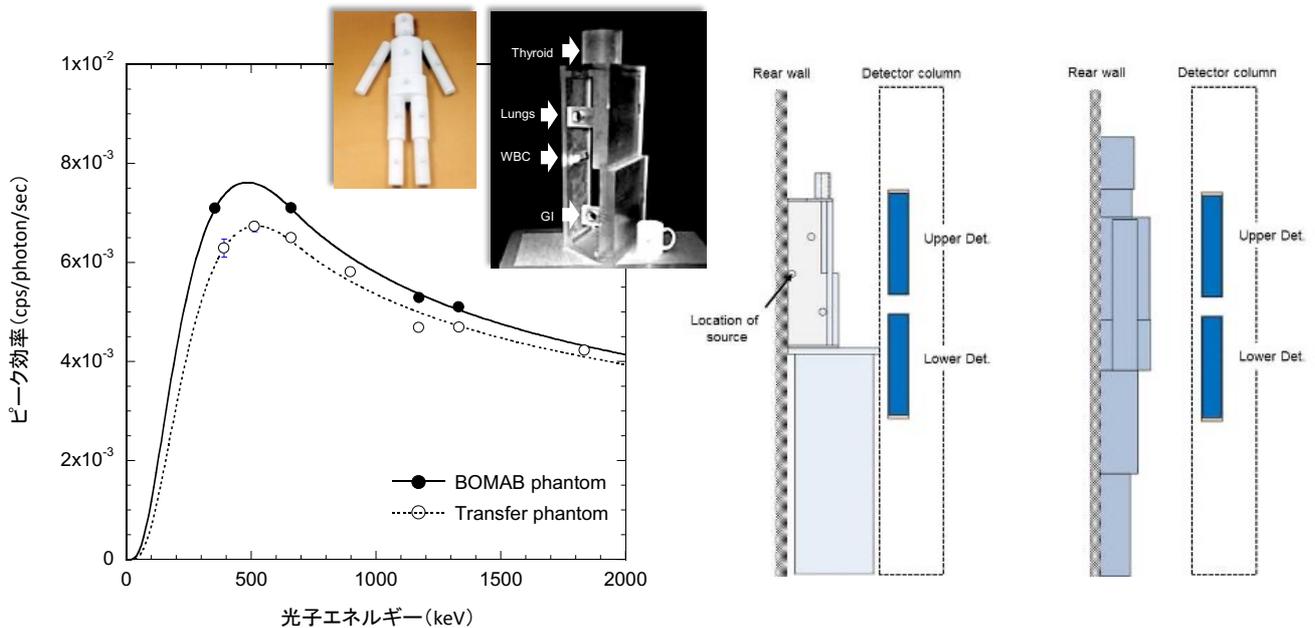


ファントム中の放射能 (^{137}Cs) に対する各WBCの定量結果のバイアス
 (赤色ヒストグラムデータは車載型WBCの結果。放医研の独自事業として実施した分を一部含む)

参考: ANSI/HPS N13.30(1996)に規定されるBias criteria
 基準放射能に対して75%から150%以内

その他のファントム(1)

キャンベラ社トランスファーファントム



BOMABファントムに近い計数効率を得られる(約10%以内)

その他のファントム(2)

IGORファントム



F.O.Bochud et al.
Radiat. Prot. Dosim.(2013)

bration of spectrometric equipment;
iation medicine;
iation control

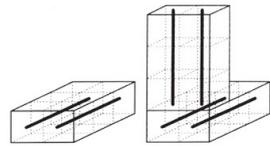
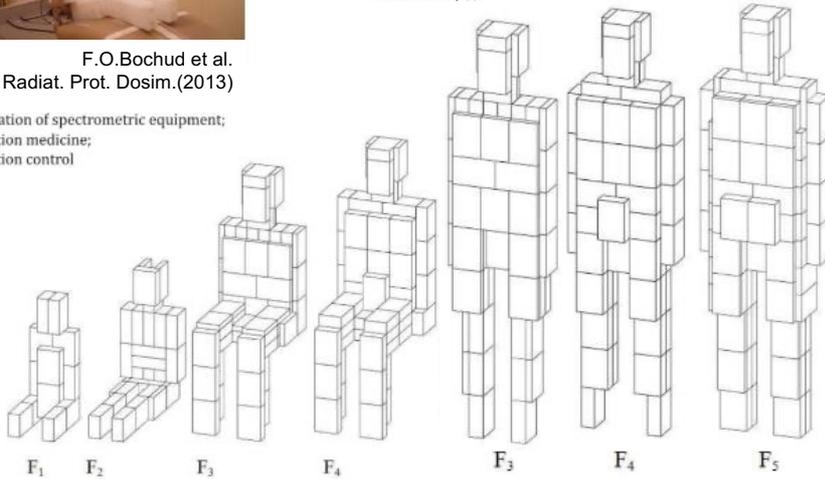


Figure 1. Design of the unified module (a) and one of versions of module assembly (b).



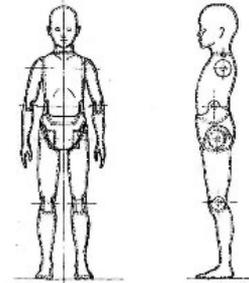
- ホールボディカウンタ校正用(350 keV ~ 3 MeV)
- ペンシル線源(直径6mmΦ)をブロックに挿入

BfSボトルファントム



Figure 5.3: Bottle phantom (70-kg-configuration) in the WBC.

NIRSヒューマノイドファントム



Front view Side view

Fig. 4. A schematic of the 115-kg humanoid phantom.

T. Ishikawa et al. Health Phys. (2000)

WBC運用面の課題(2)

小児のWBC測定(測定精度上の課題)



福島県住民の測定に使用されたWBCの外観

左:ベッド型WBC(放医研), 中央:立位型WBC(原子力機構), 右:座位型WBC(原子力機構)

- 福島県住民のWBC測定: 各自治体で開始される前は放医研と原子力機構で実施
- 小児の測定は測定時の安全面や測定精度上の問題のため4歳以上に限定
⇒その後, 乳幼児の測定の需要も高まり, 測定方法が検討された(平成25年8月から運用開始)

乳幼児のWBC測定

福島県民を対象とした
FASTSCANによる
4歳未満児の測定の検討について

(独)日本原子力研究開発機構

測定時の配置条件(検討上の仮定)

- 以下の条件で、測定すると仮定する。
- 90cm高の台座を使用
 - 被検者は横向きに台の上に着座
 - 子どもの安全・安心確保のため、測定補助者(親等)が近傍に立つ
 - (運用上の作業効率を考慮)測定補助者単独の測定は行わない



公益社団法人 福島県診療放射線技師会
http://fart.jp/wbc/file/wbc_childoren.pdf

BABYSCAN: a whole body counter for small children in Fukushima

Ryugo S Hayano¹, Shunji Yamanaka², Frazier L Bronson³, Babatunde Oginni¹ and Isamu Muramatsu⁴

¹ Department of Physics, The University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-0033, Japan
² Department of Mechanical and Biofunctional Systems, Institute of Industrial Science, The University of Tokyo, 4-6-1 Komaba, Meguro-ku, Tokyo 153-8505, Japan
³ Canberra Industries, Inc., 800 Research Parkway, Meriden, CT 06450, USA
⁴ Canberra Japan KK, 4-19-8 Asakusabashi, Taito-ku, Tokyo 111-0053, Japan

E-mail: hayano@phys.s.u-tokyo.ac.jp

Received 22 February 2014, revised 23 June 2014
Accepted for publication 24 June 2014
Published 15 August 2014

Abstract
BABYSCAN, a whole body counter for small children with a detection limit for ¹³⁷Cs of better than 50 Bq/body, was developed, and the first unit has been installed at a hospital in Fukushima, to help families with small children who are very much concerned about internal exposures. The design principles, implementation details and the initial operating experience are described.

Keywords: Fukushima Dai-ichi accident, radioactive caesium, whole-body counting, radiological protection

J. Radiol. Prot. 34 (2014) 645

R S Hayano et al

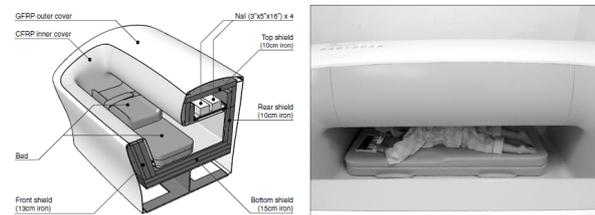


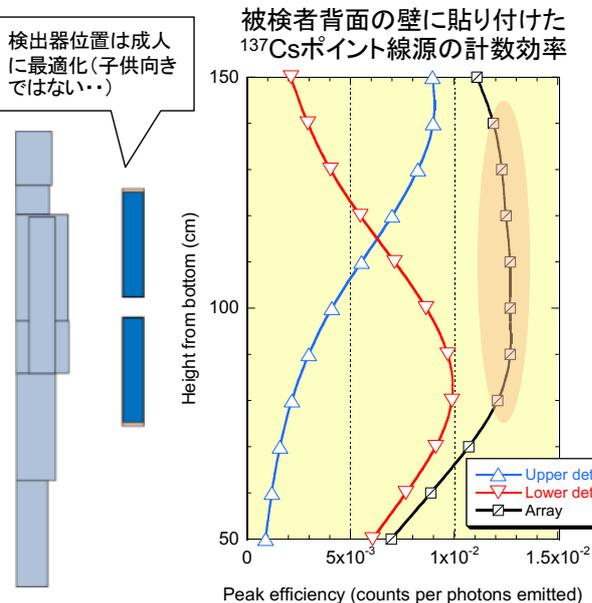
Figure 1. Left: a cutaway view of the BABYSCAN. Right: a 4-year-old child lying on front, playing with a tablet computer, during a 4 min measurement in the BABYSCAN.

23

FASTSCANによる小児の測定

定量値の体格補正

➡ 原則しない...



感度がフラットになる位置に高さを調節

Phantom	Height and Weight
4y	114 cm, 17.7 kg
10y	147 cm, 33.8 kg
Adult Male	175 cm, 66.0 kg

(原科研データ)

成人ファントムに対する計数効率比

Nuclide	Energy (keV)	4y (台無)	4y (台30cm)	4y (台45cm)	10y (台無)
Ba-133	356	1.01	1.31	1.40	1.11
	356+384	0.89	1.15	1.22	0.97
Cs-137	662	0.91	1.21	1.28	1.02
Co-60	1173	0.87	1.14	1.22	0.98
	1333	0.83	1.12	1.18	0.97

(Fastscan1号機のデータ)

- 身長130cm以下の子供は台(高さ30cm)に乗せて計測
- ✓ 4歳児ファントム(台無)...約1割感度↓(成人比)
- ✓ 4歳平均身長(日本人)...100cm
- ✓ 4歳児ファントムと10歳児ファントムの結果から、130cmの相対感度0.97
- ✓ 30cmの台を使うことで保守的評価

24

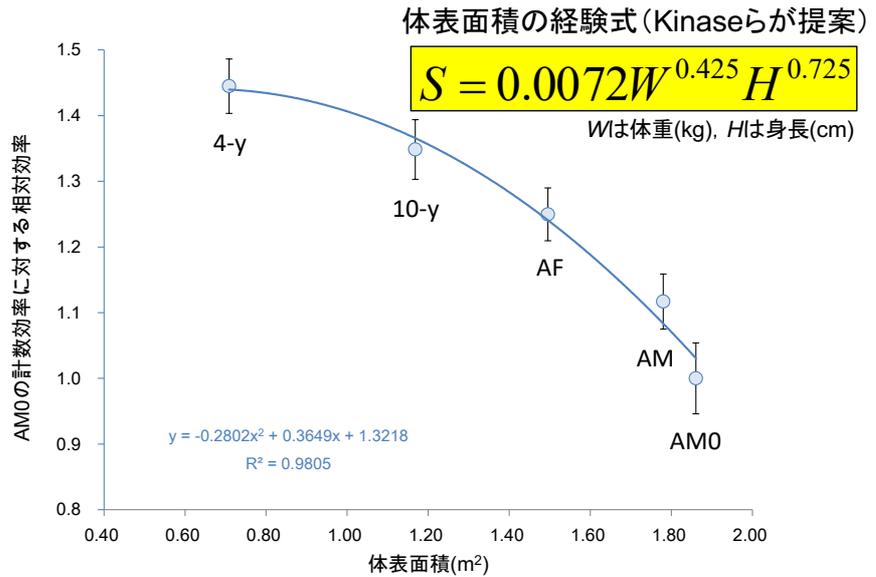
体格補正（放医研ベッド型WBC）



AMファントム



4-yファントム

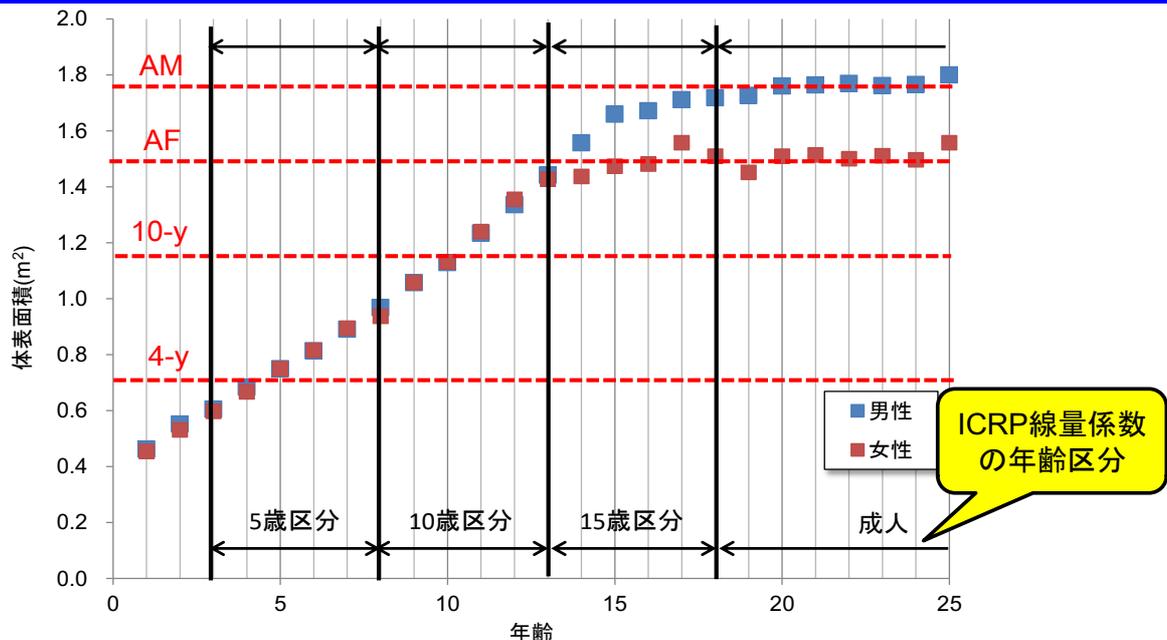


ファントム	AM0	AM	AF	10-y	4-y
体格	成人男性	成人男性	成人女性	10歳児	4歳児
全長(cm)	177	170	161	142	105.6
重量(kg)	69.4	67.0	48.8	33.8	17.3
体表面積(m ²)	1.86	1.78	1.50	1.17	0.71

木名瀬 栄; 計算シミュレーション手法に基づく体外計測法の高度化に関する研究, JAERI-Research 2003-011 (2003).
Available at: <http://jollisrch-inter.tokai-sc.jaea.go.jp/pdfdata/JAERI-Research-2003-011.pdf>

25

日本人ファントムは必需か?



日本人平均身長・体重に基づく体表面積と体格別ファントムの体表面積との関係
(厚生労働省. 厚生統計要覧【平成26年度】第2編保健衛生第1章保健【第2-6】. 参考にしたのは平成24年度データ)
http://www.mhlw.go.jp/toukei/youran/indexyk_2_1.html

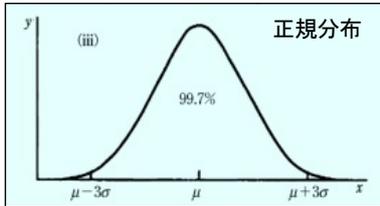
5歳区分の被検者では4-yファントム, 10歳区分の被検者では10-yファントム, 15歳区分及び成人女性の被検者ではAFファントム, 成人男性の被検者ではAMファントムをそれぞれの場合の校正用ファントムに対応させるのが適当

26

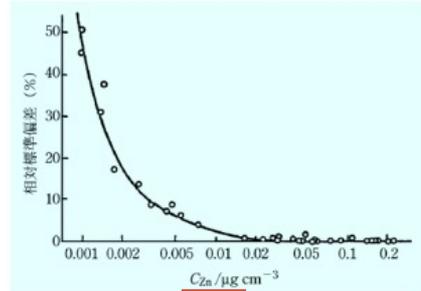
WBC運用面の課題(3)

検出限界値の考え方の混在

- **検出限界(下限)**: 信号として検出し得る最低量
- **定量下限**: 分析値として定量し得る最低量(数値の信頼性ととも決定)



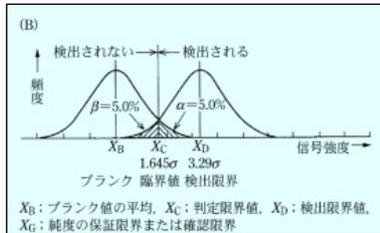
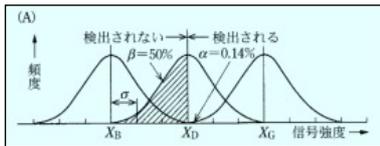
バックグラウンド(ブランク)の信号分布に対して、**検出限界は(平均+3 σ)**として定義



被測定物側の分布が考慮されない

定量下限は求める精度によって変化(実験的に求める)

- false positive (α): 0.14%
- false negative (β): 50% !!



Currieの考え方
「真の検出限界」: $\alpha = \beta$
平均+3.29 σ
($\alpha = \beta = 0.05$ のとき)

	L_C	L_D	L_Q
試料とブランクの両者を観測	$2.33 \sigma_B$	$4.65 \sigma_B$	$14.1 \sigma_B$
ブランク単独を観測	$1.64 \sigma_B$	$3.29 \sigma_B$	$10 \sigma_B$

$\alpha = \beta = 0.05, k_0 = 10, \sigma = \sigma_B$ (濃度によって変化せず一定), と仮定

上本道久, 検出限界と定量下限の考え方, ふんせき(2010) 27

検出限界値の計算例

- あるWBCにおいて, ^{137}Cs (662 keV) の関心領域 (ROI) のバックグラウンド計数が 4600 (測定時間20分間) であったとする。計数効率 K は 0.006 (cps/Bq) であったとすると, **Currieの検出限界値 (Minimum Detectable Amount: MDA)** は次のとおり計算される。

$$MDA = \frac{4.65 \cdot s_b + 3}{KT} = \frac{4.65 \cdot \sqrt{4600} + 3}{0.006 \cdot 20 \cdot 60} = 44.2 \text{ Bq}$$

ここで, s_b はバックグラウンド計数, K は計数効率, T は測定時間である。

- 他方, **3 σ 法でのMDA** は次のとおり計算される。

$$MDA = \frac{k}{2} \left\{ \frac{k}{t_s} + \sqrt{\left(\frac{k}{t_s}\right)^2 + 4n_b \left(\frac{1}{t_s} + \frac{1}{t_b}\right)} \right\} / K$$

$$= \frac{3}{2} \left\{ \frac{3}{1200} + \sqrt{\left(\frac{3}{1200}\right)^2 + 4 \times \frac{4600}{1200} \times \left(\frac{1}{1200} + \frac{1}{1200}\right)} \right\} / 0.006 = \frac{0.24}{0.006} = 40 \text{ Bq}$$

ここで, n_b はバックグラウンド計数率, K は計数効率, t_s は試料(被検者)の測定時間, t_b は試料(被検者)の測定時間, t_b はバックグラウンドの測定時間(t_s と同じとする), k は有意水準を決める定数(3 σ とするので3)である。

WBC運用面の課題(4)

検出限界値の導出に用いるバックグラウンド

- 人工核種を含まない人体等価物質で充填したファントムをWBCに設置して得られる計数值？
- ファントムを設置せずに空の状態(ブランク)で得られる計数值？

BOMABファントムの仕様を規定するANSI/HPS N13.35-1999の規定では...

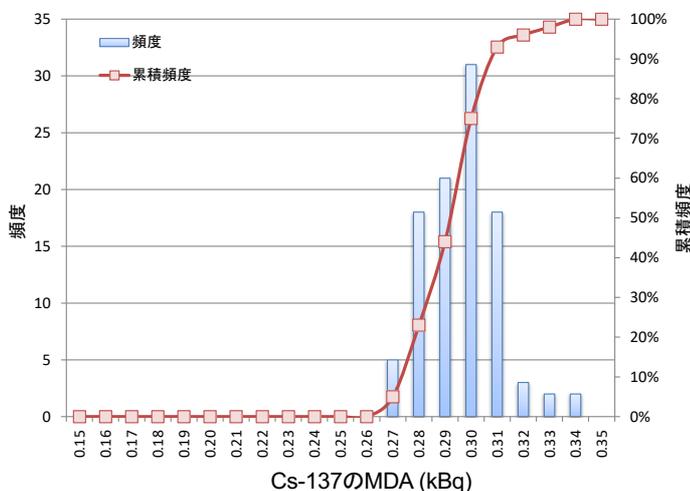
- MDAを評価する際には規定量の ^{40}K を全身均一に含むBOMABファントムを用いる。

ブランクの状態でMDAを評価した場合は、被検者の体内にある ^{40}K からの散乱成分の影響を考慮しないことになるため、実測定でのMDAを過小評価することが予想されるが、WBCの測定ジオメトリによっては、周辺環境中の ^{40}K からの γ 線が被検者の身体によって遮へいされる場合もあり、ファントムの有無によってMDAが顕著に変化しないことも予想される。この点に関しては、個々のWBCの構造や設置状況等によって決定される因子であるため、個別に評価してゆく必要がある。

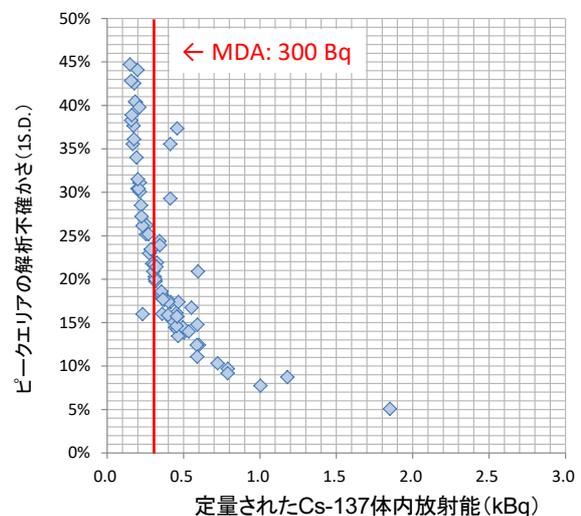
29

個人毎に異なるMDA

^{40}K ファントムが利用できない場合、体内汚染の無い複数の人をWBCで測定し、得られた波高スペクトルからMDAを評価する方法も考えられる。体内の ^{40}K 量には個人差があるため、MDAにも個人差を生じることになるが、運用面での煩雑さを避けるために公称値としてのMDAを示すことが適当。



FASTSCANの ^{137}Cs のMDA頻度分布
(100人分)



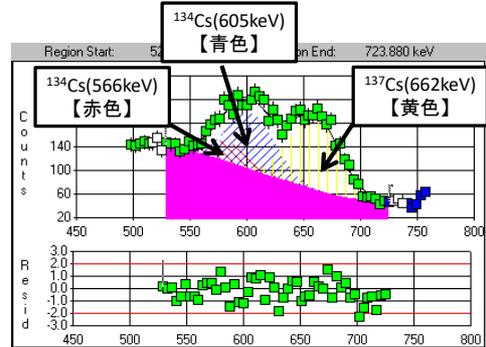
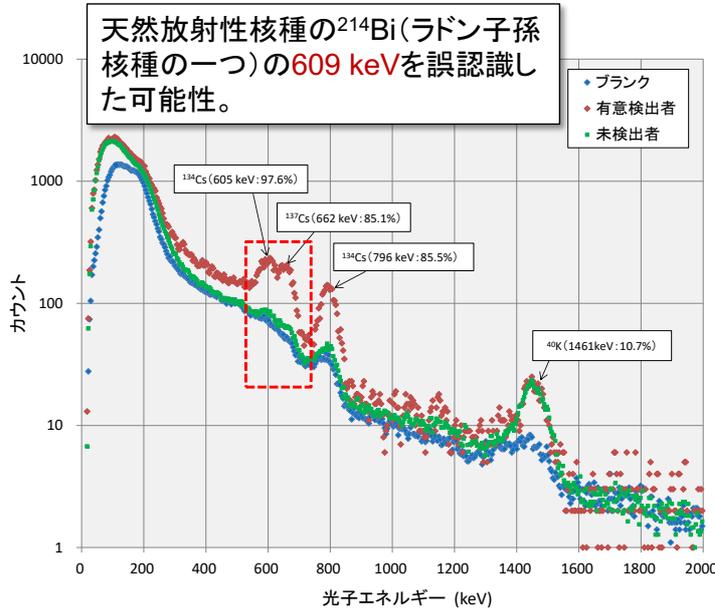
^{137}Cs ピークエリアの統計不確かさ

30

WBC運用面の課題(5)

天然放射性核種等の影響

特に冬季において ^{134}Cs のみが検出される事象があることが報告*

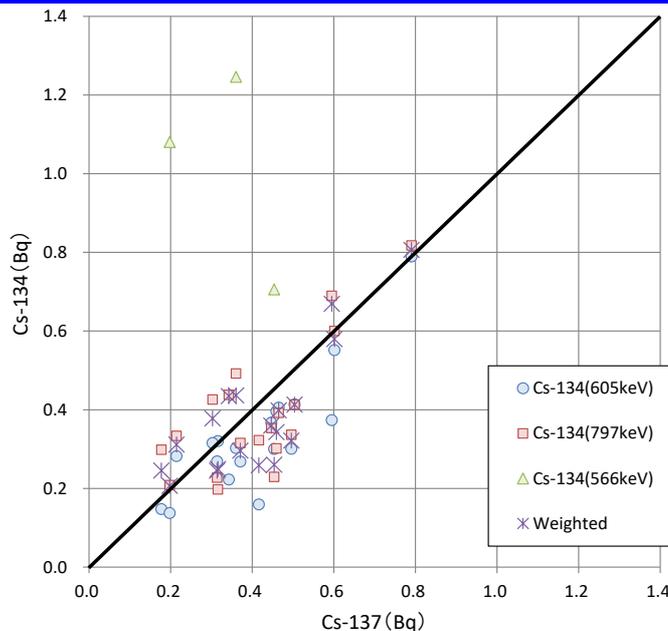


核種	光子エネルギー(keV)	収率(%)
K-40	1461	10.7
	566	23.8
Cs-134	605	97.6
	796.6*	94.2
	1167.94	1.8
	1365.00	3.0
Cs-137	662	85.1

*寺門ら; WBC測定における天然放射性核種の影響, 日本保健物理学会第47回研究発表会講演要旨集(2014)

*796.6 keVは796 keVと802 keVの放出率の加重平均値 (アイソトープ手帳第10版のデータに基づく)

セシウムピークの解析



^{134}Cs のピークライン毎に算出された定量値と ^{137}Cs の定量値の比較

- ^{134}Cs の797 keVと605 keVの各ピークから得られた定量値は、同程度に ^{137}Cs の定量値と相関があり、また検出限界値もほぼ同等であることから、 ^{214}Bi (ラドン子孫核種の一つ)による偽ピークの判定には ^{134}Cs の797 keVの解析結果を用いる。

WBCの点検・校正(1)

WBCの点検項目、判定基準及び頻度等の目安

点検・校正(頻度)	項目	判定基準
使用前点検(使用日) ※主として使用者が行う。	<ul style="list-style-type: none"> バックグラウンド計数 エネルギー分解能 ピーク中心チャンネル ピーク面積 	いずれも、通常の変動範囲内(3σ)以内。
定期点検(月1回または年1回) ※主として製造元が行う。	※使用前点検と基本的に同じ項目が良いが、線源の測定時間を長くし、計数値の統計変動を少なくする(例えば、ピーク面積カウンを1万以上とする等)。	前回値と比較して10%の変動範囲以内、及び検出器の仕様を満足すること(エネルギー分解能)。
校正(3年に1回。ただし、上記の点検が行われた場合) ※主として校正機関等が行う。	<ul style="list-style-type: none"> エネルギー軸校正(ポイント線源等を使用) 半値幅校正(ポイント線源等を使用) 計数効率校正(ファントムあるいは相対レスポンスが評価された線源を使用) ※必要に応じて検出限界値の評価等を行う。	前回値と比較して10%の変動範囲以内であること。

33

WBCの点検・校正(2)

体外計測機器日常点検記録
(平成 〇 年 〇 月)

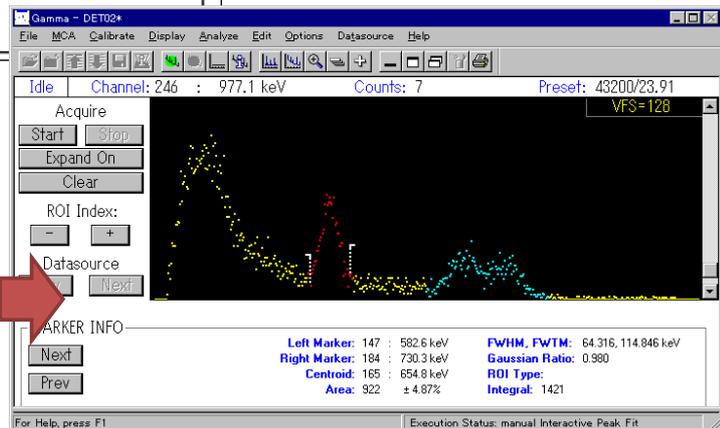
全身カウンタ1号機

日付	実施者	Background check		Calibration check (¹³⁷ Cs:662keV, ⁶⁰ Co:1333keV)				判定	担当者 確認		
		Low Energy 10-100ch	High Energy 101-500ch	Peak Centroid (ch)	Activity (kBq)	FWHM (keV)					
1		110.98	47.85	172.73	342.31	7.48	6.91	49.78	71.79	良/否	
2		112.40	47.45	173.07	342.72	7.15	6.63	49.82	72.04	良/否	
3		114.47	47.75	173.08	342.41	7.30	6.52	49.84	72.01	良/否	
4		112.32	48.60	173.85	342.29	7.50	6.81	49.82	71.79	良/否	
29		110.10	48.80	172.71	342.36	7.30	6.75	49.81	72.04	良/否	
30		114.35	49.33	173.23	342.90	7.30	6.77	49.86	72.06	良/否	
31		115.43	48.06	173.51	343.41	7.22	6.90	49.90	72.12	良/否	
判定基準上限		140.0	70.0	174	344	7.68	8.07	62.0	93.0		
判定基準下限		100.0	30.0	170	338	7.14	5.98	-	-		

備考 8月21日、22日、25日は計画停電に伴い、測定及び点検を実施せず。

FASTSCANの日常点検記録様式
の一例

エネルギー分解能が劣化したWBCの
波高スペクトル
※青色の関心領域が⁶⁰Coのピーク部分



34

WBC測定結果の解釈

資料1

福島県保健福祉部
独立行政法人放射線医学総合研究所
独立行政法人日本原子力研究開発機構

福島県住民ホールボディカウンタ測定の線量評価の方針について

○ 線量評価の基本方針
体内のセシウム137及び134を対象としたホールボディカウンタ(WBC)測定にあたっては、急性摂取シナリオ^{※1}による線量評価(概ね一生涯の線量である預託実効線量^{※2}の推定)を実施してきたところであります。これまでに検査した約14,000人の検査結果においては、過剰に推測する可能性のある急性摂取シナリオでも最大3mSvという結果であり、健康に影響を及ぼすようなケースは確認されませんでした。

一方で、福島第一原子力発電所から放射性物質の放出が始まった3月12日に、もし放射性セシウムを吸入した場合、現在まで体内に残留している量は、8歳以上13歳未満の子どもについておよそ0.3%程度に減衰しています。これ以下の年齢ではさらに小さな値にまで減少しています。初期の吸入量を最大に見積もっても、それらは検出されないため、現実的な線量評価が困難になってきています。

さらに、食品、飲料水に対する不安が高まっており、長期的な県民の健康管理の上では、今後は事故後の時間経過に伴い、偶然発生した短期間の内部被ばくや、長期間にわたる日常的な内部被ばく(放射性物質の体内への取り込み)の影響を評価することが重要となってきております。

以上のことから、今後は将来にわたった長期間の内部被ばくの影響を評価する観点から日常的な摂取シナリオ^{※3}による線量評価を行うことといたします。

○ 検査結果の様式
住民へ配布する検査結果については、日常的な摂取シナリオに基づく線量評価結果を記載した様式を用います。

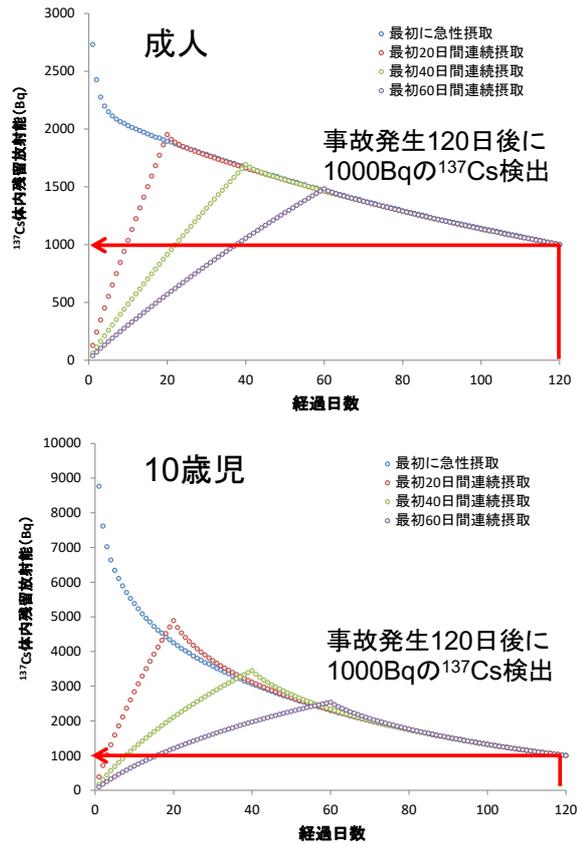
※1 急性摂取シナリオ:平成23年3月12日に吸入摂取したと仮定して線量を推定

※2 預託実効線量:成人では50年間、子供では70歳までに体内から受け取ると思われる内部被ばく量

※3 日常的な摂取シナリオ:平成23年3月12日から1年間毎日継続して日常的に経口摂取したと仮定して線量を推定

○ 施行日 平成24年2月1日

<https://www.pref.fukushima.lg.jp/sec/21045b/wbc-hyoka.html>



35

急性摂取シナリオ

急性摂取シナリオ(WBC測定期間:2011年6月27日から2012年1月末まで)

- WBC測定で検出された放射性セシウムが、福島第一原子力発電所から放射性物質の環境中への放出が始まった2011年3月12日に吸入によって全量が体内に取り込まれたと仮定し、内部被ばく線量を算出。

$$E_i = \frac{A_{134}}{R_{i,134}(t)} \cdot e_{i,134} + \frac{A_{137}}{R_{i,137}(t)} \cdot e_{i,137}$$

E_i : 年齢区分*i*の実効線量, A_{134} , A_{137} : ^{134}Cs 及び ^{137}Cs それぞれの体内残留量, $R_{i,134}(t)$, $R_{i,137}(t)$: ^{134}Cs 及び ^{137}Cs それぞれの年齢区分*i*に応じた全身残留割合(t は摂取日からの経過日数), $e_{i,134}$, $e_{i,137}$: ^{134}Cs 及び ^{137}Cs それぞれの年齢区分*i*に応じた実効線量係数

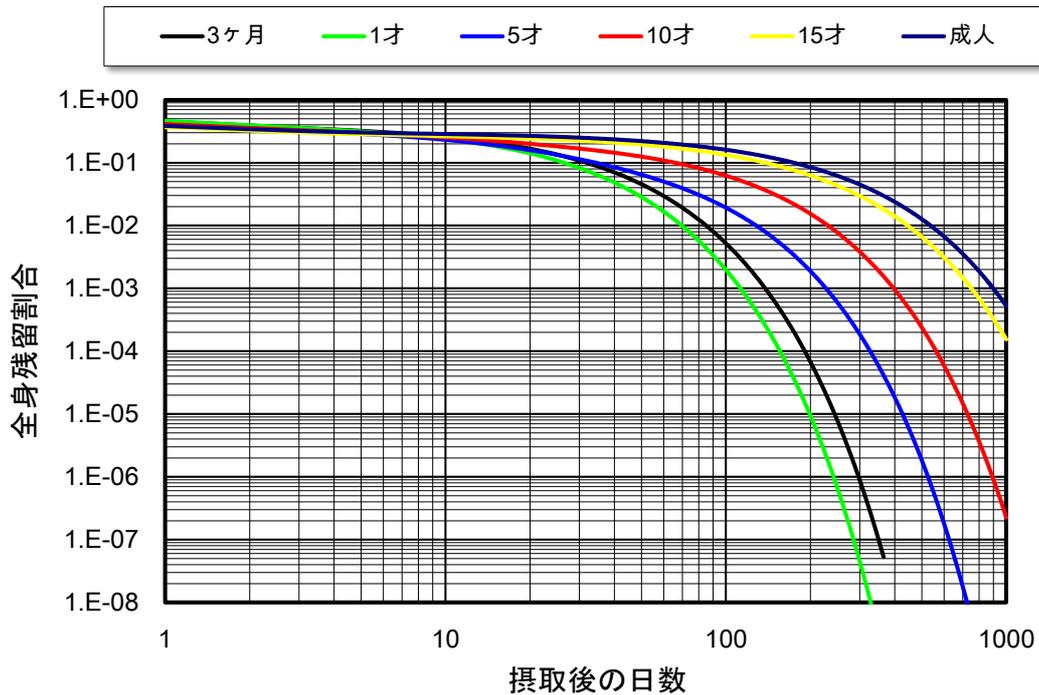
実効線量係数の年齢区分

- 3ヶ月児(乳児): 1歳未満(満年齢で0歳のみ)
- 1歳児: 1歳以上—3歳未満(満年齢で1歳, 2歳)
- 5歳児: 3歳以上—8歳未満(満年齢で3歳, 4歳, 5歳, 6歳, 7歳)
- 10歳児: 8歳以上—13歳未満(満年齢で8歳, 9歳, 10歳, 11歳, 12歳)
- 15歳児: 13歳以上—18歳未満(満年齢で13歳, 14歳, 15歳, 16歳, 17歳)
- 成人: 18歳以上(満年齢で18歳以上)

(ICRP Publication 71)

36

137Cs全身残留割合



137Csの全身残留割合(吸入摂取, タイプF)

134Cs/137Csの実効線量係数等(吸入摂取)

134Cs及び137Csの実効線量係数(吸入摂取, タイプF)[1]

	3ヶ月児	1歳児	5歳児	10歳児	15歳児	成人
134Cs	1.1E-08	7.3E-09	5.2E-09	5.3E-09	6.3E-09	6.6E-09
137Cs	8.8E-09	5.4E-09	3.6E-09	3.7E-09	4.4E-09	4.6E-09

※単位(Sv/Bq)

134Cs及び137Csの摂取300日後の全身残留割合(吸入摂取, タイプF)[2]

	3ヶ月児	1歳児	5歳児	10歳児	15歳児	成人
134Cs	6.87E-07	3.52E-08	1.44E-04	2.97E-03	2.29E-02	3.48E-02
137Cs	8.88E-07	4.56E-08	1.86E-04	3.83E-03	2.96E-02	4.50E-02

※単位(Bq/Bq)

- 吸入摂取から300日後にWBCの検出限界値(例えば134Cs, 137Csともに300 Bqとする)に等しい体内放射能が検出された場合の実効線量は?

[1] International Commission on Radiological Protection; ICRP Database of dose coefficients: workers and members of the public Ver. 3.0., <http://www.icrp.org/page.asp?id=145>

[2] N. Ishigure et al.; MONDAL3: Support system for internal dosimetry, National Institute of Radiological Sciences. <http://www.nirs.go.jp/db/anzendb/RPD/mondal3.php>

検出限界値相当の実効線量

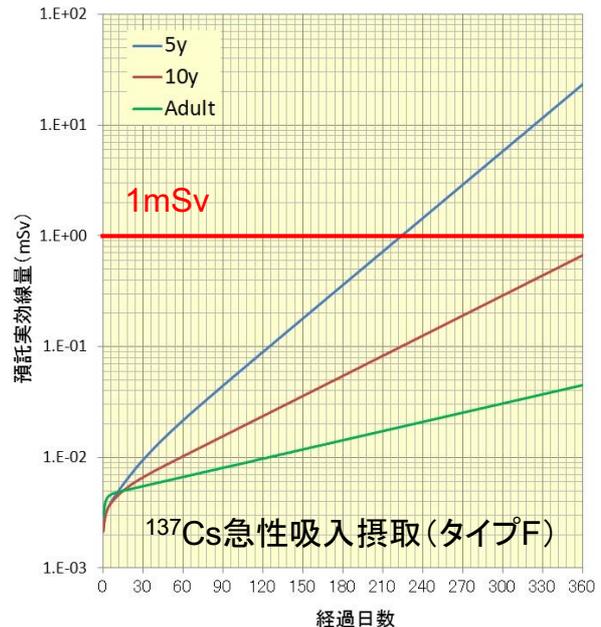
10歳児の場合、

$$\begin{aligned}
 E_{10} &= \frac{A_{134}}{R_{10,134}(t)} \cdot e_{10,134} + \frac{A_{137}}{R_{10,137}(t)} \cdot e_{10,137} \\
 &= \frac{300}{2.97 \times 10^{-3}} \cdot 5.3 \times 10^{-9} + \frac{300}{3.83 \times 10^{-3}} \cdot 3.7 \times 10^{-9} \\
 &= 5.35 \times 10^{-4} (\text{Sv}) + 2.90 \times 10^{-4} (\text{Sv}) \\
 &= 8.25 \times 10^{-4} (\text{Sv}) = 0.83 (\text{mSv})
 \end{aligned}$$

同様に計算すると成人では0.09 mSv,
5歳児では16.6 mSv!

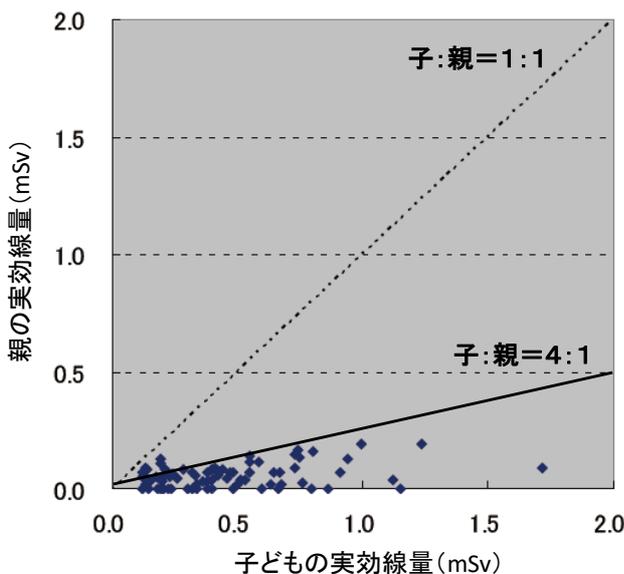


摂取日からの時間が経過するにつれて
 年齢間の実効線量の差は大きくなる。



300 Bqの¹³⁷Csが検出された
 場合の実効線量

子供の線量評価(急性摂取シナリオ)



親子の実効線量評価値の比較

原子力機構が2011年7月11日から2012年1月31日
 までに行ったWBC測定

この結果をどう考えるか?

- 初期の放射性セシウムの摂取量は子どもよりも親の方が大きいと考えるのが自然。
- 放射性セシウムの実効線量係数は年齢間で比較的差が小さい。



摂取量大きい親の方が子どもよりも
 実効線量が大きくなる可能性の方が
 高いはず...

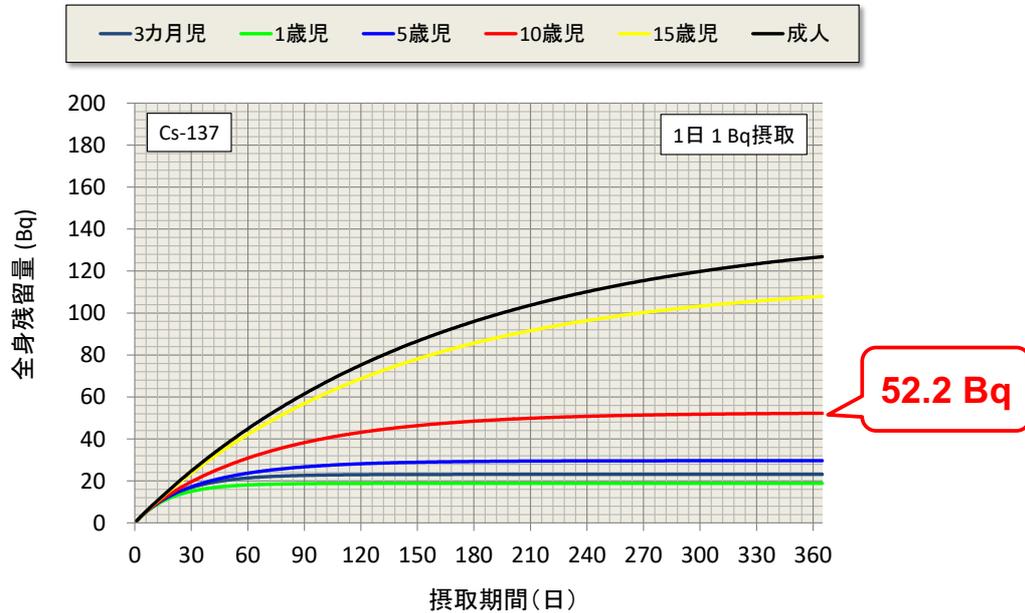
検出限界値をわずかに超える検出
 量でも、子供では現実的でない線量
 が計算される場合がある。

⇒類似した行動の大人をサロゲート
 (WBCの判定, 聞き取りが重要)

日常的な摂取シナリオ

日常的な摂取シナリオ(WBC測定期間:2012年2月1日から現在まで)

- WBC測定で検出された放射性セシウムが、2011年3月12日から1年間毎日継続して日常的に経口摂取したと仮定し、内部被ばく線量を算出。



毎日1Bqの¹³⁷Csを経口摂取した場合の全身残留割合の変化

体内放射能平衡値(日常的な摂取シナリオ)

毎日1 Bq経口摂取した場合の1年後及び1000日後の全身残留量

	3ヶ月児	1歳児	5歳児	10歳児	15歳児	成人
¹³⁴ Cs	22.7 Bq	18.5 Bq	28.7 Bq (28.7 Bq)	49.4 Bq (49.6 Bq)	98.7 Bq (103.5 Bq)	115.0 Bq (123.8 Bq)
¹³⁷ Cs	23.1 Bq	18.8 Bq	29.6 Bq (29.6 Bq)	52.2 Bq (52.5 Bq)	107.9 Bq (115.2 Bq)	126.9 Bq (140.4 Bq)

※括弧内の数値は1000日の全身残留量, それ以外は1年後の全身残留量 (MONDAL3に収録されている全身残留割合データを用いて計算)

セシウムの体内動態

セシウムの代謝パラメータ

年齢区分	胃腸管 吸収割合	分布(%)		生物半減期(日)	
		全身(A)	全身(B)	全身(A)	全身(B)
3ヶ月児	1	--	100	--	16
1歳児	1	--	100	--	13
5歳児	1	45	55	9.1	30
10歳児	1	30	70	5.8	50
15歳児	1	13	87	2.2	93
成人	1	10	90	2	110

ICRP Publication 56 (1989).

放射性セシウムの平衡値

$$\frac{dC(t)}{dt} = I - \lambda \cdot C(t) \Rightarrow C_{equib} = I / \lambda_{eff} = I \times T_{eff} / 0.693$$

I は放射性核種の流入フラックス(Bq/day), T_{eff} は実効半減期(day)

43

日常的な摂取シナリオの線量計算(1)

^{134}Cs 及び ^{137}Cs の実効線量係数(経口摂取)

	3ヶ月児	1歳児	5歳児	10歳児	15歳児	成人
^{134}Cs	2.6E-08	1.6E-08	1.3E-08	1.4E-08	1.9E-08	1.9E-08
^{137}Cs	2.1E-08	1.2E-08	9.7E-09	1.0E-08	1.3E-08	1.4E-08

※単位(Sv/Bq)



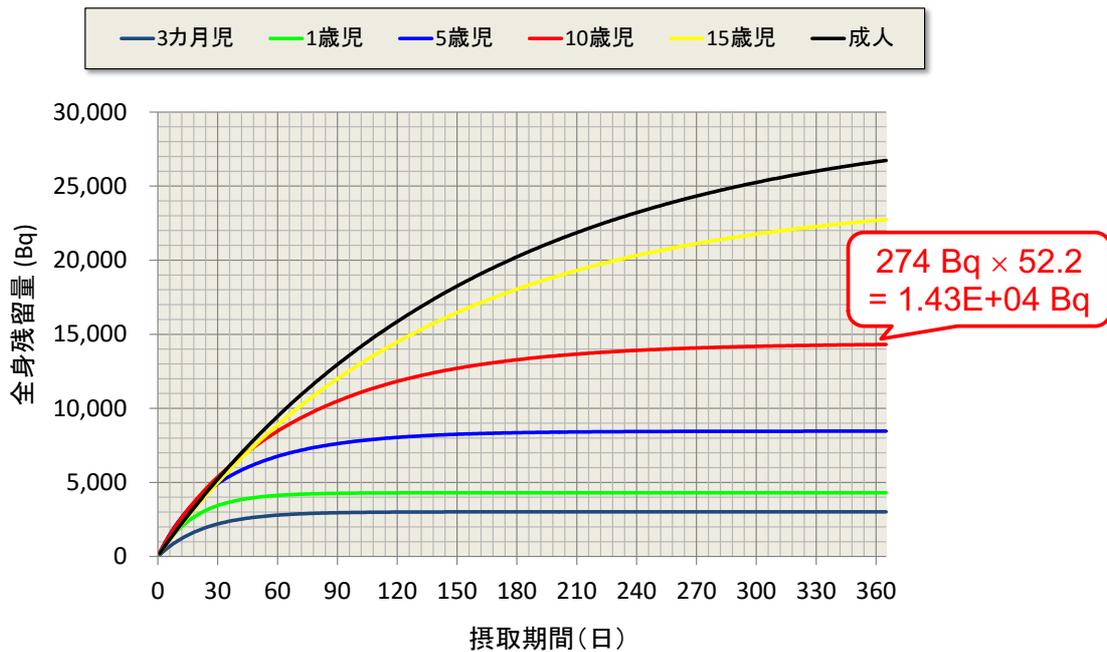
^{134}Cs 及び ^{137}Cs の1mSv相当摂取量(経口摂取)

	3ヶ月児	1歳児	5歳児	10歳児	15歳児	成人
^{134}Cs	3.85E+04 (1.05E+02)	6.25E+04 (1.71E+02)	7.69E+04 (2.11E+02)	7.14E+04 (1.96E+02)	5.26E+04 (1.44E+02)	5.26E+04 (1.44E+02)
^{137}Cs	4.76E+04 (1.30E+02)	8.33E+04 (2.28E+02)	1.04E+05 (2.85E+02)	1.00E+05 (2.74E+02)	7.96E+04 (2.11E+02)	7.96E+04 (2.11E+02)

※単位(Bq), 括弧内の数値は1mSv相当摂取量を365で割った数値

44

日常的な摂取シナリオの線量計算(2)



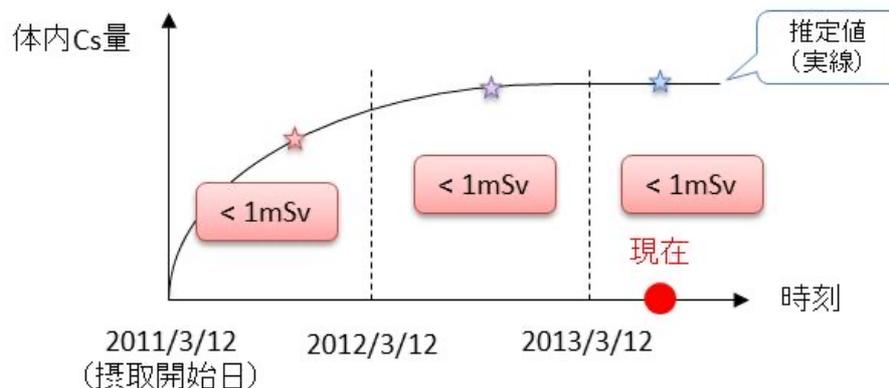
日常的な摂取シナリオに基づき年間1 mSvに達する場合の¹³⁷Csの全身残留量

- 例えば10歳児をWBCで測定して1000Bqであった場合、実効線量は0.07mSv(=1000/1.43E+04)と計算される。

45

日常的な摂取シナリオの注意点

- 日常的な摂取シナリオは、2011年3月12日からの継続的な経口摂取を仮定しているが、このシナリオではセシウムの体内放射能が既に数年間に亘り平衡状態に達しているため、算定する実効線量はWBC測定を行った当該年度のみ線量と考えるのが妥当である。(2011年3月12日からの総線量ではない)
- 子供では対応する年齢区分が成長とともに変わってゆくが、線量評価はWBC測定時点の年齢区分に応じて行う。



46

チェルノブイリ原発事故に係るWBC測定

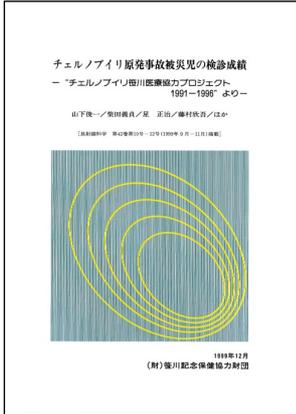
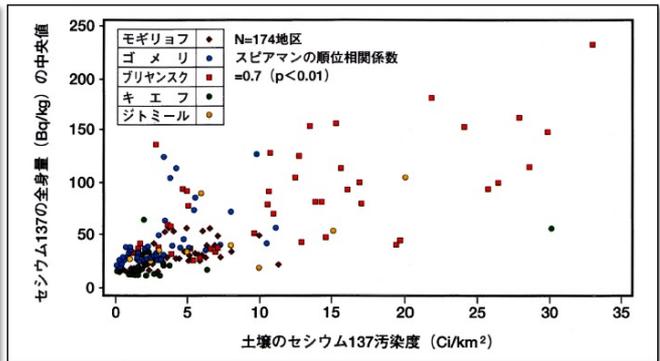
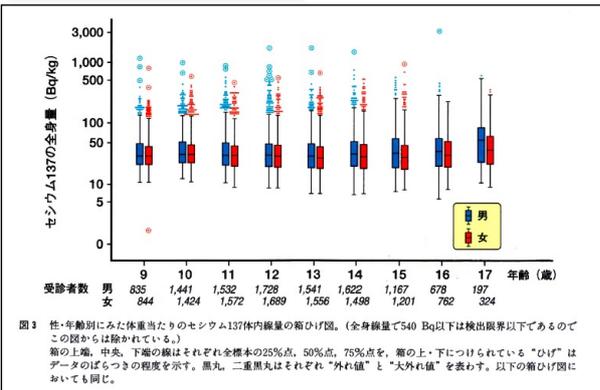
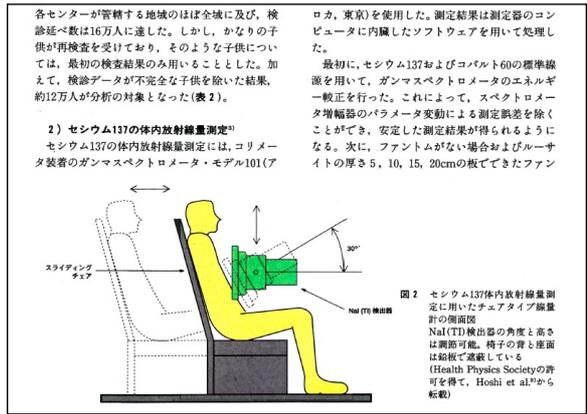


図1 チェルノブイリ原子力発電所と5センターの位置 (2重丸で表示)



http://www.smhf.or.jp/data01/chernobyl_1991_1996.pdf

体内セシウム濃度に基づく線量評価(1)

Note

RADIOCESIUM IN CHILDREN RESIDING IN THE WESTERN DISTRICTS OF THE BRYANSK OBLAST FROM 1991-1996

Masaharu Hoshi,* Yuri O. Konstantinov,*† Tatiana Y. Evdeeva,† Andrey I. Kovalev,‡
 Alexandr S. Aksenov,‡ Natalya V. Koulikova,§ Hitoshi Sato,|| Toshihiro Takatsui,¶
 Jun Takada,* Satoru Endo,* Yoshisada Shibata,# and Shunichi Yamashita#

Health Phys. 79(2):182-186; 2000
 Key words: children; ¹³⁷Cs; Chernobyl; whole body counting

Abstract—Measurements of ¹³⁷Cs body burden were carried out in 1991-1996 for children residing in the western part of

Radiation dose to the whole body

Assuming that the dose distribution would follow the distribution of individual SA values, internal doses to the whole body from ingested ¹³⁷Cs were evaluated based on the effective dose coefficient $2.5 \times 10^{-3} \text{ mSv y}^{-1} \text{ per Bq kg}^{-1}$ derived from ICRP Publication 67 (ICRP 1993). The mean value of annual internal dose averaged for the whole set of 26,029 measurements is 0.21 mSv, and the median of individual dose distribution is 0.12 mSv y⁻¹. For 543 cases (2% of the total sample) the annual dose exceeded 1 mSv, the ICRP dose limit for the general public. For 6 cases the annual dose is in excess of 5 mSv y⁻¹ with the highest individual value being 9 mSv in the year 1994, for a 7-y-old girl. These values pertain to the western part of Bryansk Oblast during 1991-1996, i.e., 5 to 10 y after the Chernobyl accident.

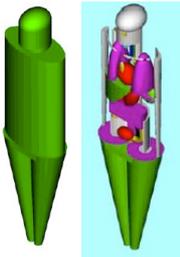


体重1kg当たりのBqに2.5E-03 mSvを乗じれば年間線量(実効線量)が求まる(成人の場合)

体内セシウム濃度に基づく線量評価(2)

毎日1 Bq経口摂取した場合の全身残留量の平衡値(理論値)

	3ヶ月児	1歳児	5歳児	10歳児	15歳児	成人
¹³⁴ Cs	22.6 Bq	18.4 Bq	28.8 Bq	49.9 Bq	104 Bq	125 Bq
¹³⁷ Cs	23.0 Bq	18.7 Bq	29.6 Bq	52.8 Bq	116 Bq	142 Bq



内部被ばく線量係数の算出に用いられるMIRDファントムの重量
(nominal mass, ORNL/TM-8381/V1)

	3ヶ月児	1歳児	5歳児	10歳児	15歳児	成人
重量	3.4 kg	9.8 kg	19 kg	32 kg	55 kg	70 kg

例えば, 成人¹³⁷Csの平衡値(142 Bq)を成人の体重70 kgで割ると⇒2.03 Bq/kg
1日1Bq摂取した場合の¹³⁷Csの実効線量は
⇒365 Bq/y × 1.4E-08 Sv/Bq = 5.11E-06 Sv/y

$$5.11E-06 \text{ Sv/y} \div 2.03 \text{ Bq/kg} = 2.52E-06 \text{ (Sv/y)/(Bq/kg)} \approx 2.5E-03 \text{ (mSv/y)/(Bq/kg)}$$

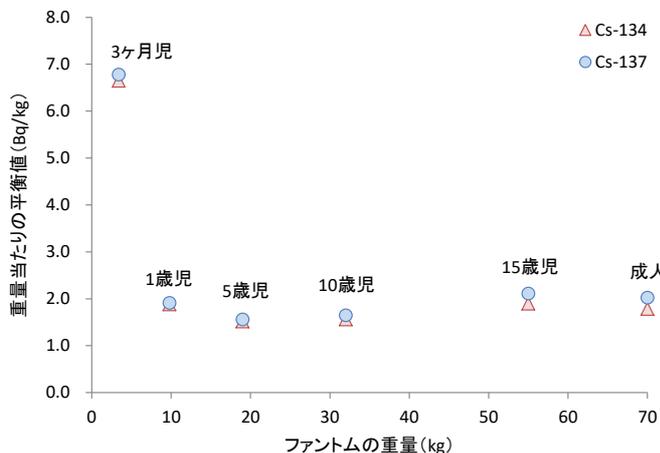
49

体内セシウム濃度に基づく線量評価(3)

体重1 kg当たりの¹³⁴Cs/¹³⁷Cs量から年間実効線量への換算係数

	3ヶ月児	1歳児	5歳児	10歳児	15歳児	成人
¹³⁴ Cs	1.4E-03	3.1E-03	3.1E-03	3.3E-03	3.7E-03	3.9E-03
¹³⁷ Cs	1.1E-03	2.3E-03	2.3E-03	2.2E-03	2.2E-03	2.5E-03

※単位: (mSv/y)/(Bq/kg)



● 体重1 kg当たりのBqからの
実効線量への換算は
成人の換算係数を用いても大きな問題ない。
(乳児以外は大きな差はない)

¹³⁴Csと¹³⁷Csの体重1 kg当たりの全身残留量平衡値
(1日1 Bqの経口摂取を継続した場合)

50

測定結果の説明

平成 年 月 日

検査結果

検査実施機関：(独)放射線医学総合研究所

氏名： _____ 様 (職・種 年 月 日生、男女)

検査日： 平成 年 月 日

検査結果：

- 1) 体表面検査 体表面汚染の有無： 有 (_____ cpm) ・ 無
- 2) 甲状腺検査 甲状腺部残留 I-131の有無： 有 (_____ Bq) ・ 無
(I-131：放射性ヨウ素)
- 3) 全身検査

測定器	測定時(秒)	核種	測定値(Bq)	推定実効線量(mSv) ^{注1,2)}
パッド型ホールシンタ(WBC)		Cs-134		
		Cs-137		

(Cs-134, Cs-137：放射性セシウム)
- 4) 尿検査

測定器	測定時(秒)	核種	測定値(Bq/cm ²)
遮蔽体付きシンタ線測定器		I-131	
		Cs-134	
		Cs-137	

線量

自然放射線

注1) 線量は有効半減期などを考慮した推定値です。注2) 線量は放射線量率に基づいて算出。自然放射線は平均値と示されています。

出典：UNSCEAR2000年報告書、ICRP2007年勧告、などより

今回の検査の結果、あなたの体内にある放射性物質から、概ね一生の間にかかると思われる線量は、 _____ と推定しました。

注1) 成人では50年間、子供では70歳までに体内から受けると思われる内部被ばく線量を表す
注2) 線量推定においては、線量が最大となる摂取条件(3月12日に全量を摂取)で推定

裏面に検査結果の見方と解説を示します。裏面もご覧下さい。

検査結果の見方

- 1) 体表面検査
 - ・体の表面に放射性物質が付着しているか、どのくらいかを調べる検査
 - ・測定値の単位：シーピーエム(cpm)で1分間当たりのカウント数を表す
- 2) 甲状腺検査
 - ・甲状腺部に放射性ヨウ素が残留しているか、どのくらいかを調べる検査
 - ・測定値の単位：ベクレル(Bq)で放射性物質の量を表す

参考：今回の検査における検出限界 I-131：38 Bq
- 3) 全身検査 (ホールボディカウンター-WBC)
 - ・体内に放射性物質が残留しているか、どのくらいかを調べる検査
 - ・測定値の単位：ベクレル(Bq)で放射性物質の量を表す
 - ・線量の単位：シーベルト(Sv)で放射線による人体への影響の度合いを表す
ミリシーベルト(mSv)はシーベルト(Sv)の1000分の1

参考：今回の検査における検出限界 Cs-134：320 Bq、Cs-137：570 Bq
参考：1mSvに相当する放射線量(検査日：6月27日時点)
成人の場合 Cs-134：約21,000 Bq、Cs-137：約33,000 Bq
- 4) 尿検査
 - ・尿中に放射性物質が排出しているか、どのくらいかを調べる検査
 - ・測定値の単位：ベクレル(Bq/cm²)で尿1cm²当たりの放射性物質の量を表す

参考：今回の検査における検出限界 I-131：0.008 Bq/cm²、Cs-134：0.013 Bq/cm²、Cs-137：0.013 Bq/cm²

放射線量とがん

低線量放射線の人体への影響については必ずしも全てが解明されている訳ではありませんが、安全側で評価するために、低い線量でも影響があると考えられる場合があります。この考え方に基づいた場合、がんのリスクは広範囲、長年の被曝者を含めたこれまでの結果から、100ミリシーベルトの被ばくでは0.5%のリスクが増加するとされています。しかし、実際には100ミリシーベルトを超えなければ、がんの増加は認められていません。なお、外部被ばくでも、内部被ばくでも、線量が同じならばリスクは同じと考えます。

測定結果の説明(参考)

JAEA-Review
2014-022

JAEA-Review

東京電力福島第一原発事故後の
リスクコミュニケーションの実践
—内部被ばく検査を受検した福島県民の意識—
Risk Communication Practice after the Tokyo Electric Power Company's
Fukushima Daiichi Nuclear Power Station Accident
—Awareness of Fukushima Residents in Internal Dosimetry—

吉野 朗子 高下 浩文 徳永 博昭 堀越 秀彦
Akiko FURUNO, Hirofumi TAKASHITA, Hiroaki TOKUNAGA and Hidehiko HORIKOSHI

July 2014

Japan Atomic Energy Agency

東海研究開発センター
核燃料サイクル工学研究所
リスクコミュニケーション室
Risk Communication Study Office
Nuclear Fuel Cycle Engineering Laboratories
Tokai Research and Development Center

日本原子力研究開発機構

JAEA-Review 2014-022

Appendix A 検査前アンケート (原発事故に関する意見抽出)

調査日：9月 日
調査員：橋本 隆(WBC)

ご意見・ご感想をお寄せ下さい

本日はお疲れ様でした。当原子力機構では、今後のコミュニケーション対応の参考とさせていただきます。皆様のご意見を慎重にお聞きできれば幸いです。このアンケート結果を公表することもありますので、予めご了承ください。
※このアンケートは、全てご記入いただく必要はありません。可能な範囲でご記入いただければ幸いです。

- (1) どのような情報が必要とされていますか?
(特に必要とされている情報【2つ】に○をご記入ください)
1. 被ばくと人体影響 2. 空気・モニタリング
3. 妊婦・乳幼児への影響 4. 水
5. 食物(野菜、魚等) 6. 土壌
7. その他()
- (2) どのような情報が必要ですか?さらに具体的な内容をご記入ください。
(率直なご意見を自由に記入ください。)

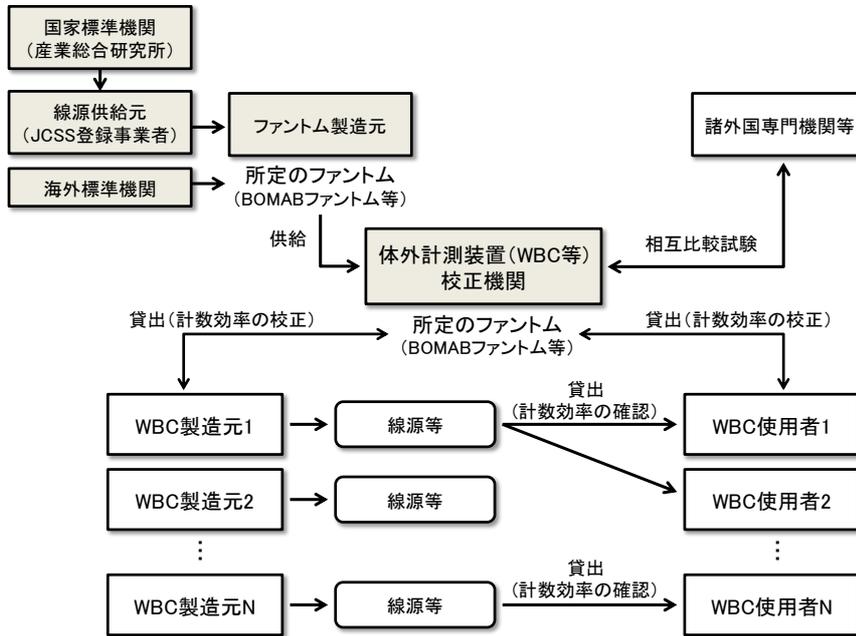
- (3) 不安や心配に思うことは何ですか?
(特に不安や心配に思われること【2つ】に○をご記入ください)
1. 被ばくと人体影響 2. 空気・モニタリング
3. 妊婦・乳幼児への影響 4. 水
5. 食物(野菜、魚等) 6. 土壌
7. その他()
- (4) 不安や心配に思うことを教えてください。どんなことでも構いません。
(率直なご意見を自由に記入ください。)

- 1 - →裏へ続きます

- 25 -

提言(1)

1. WBCのトレーサビリティ構築



WBC校正専門機関の位置付けと役割(案)

校正用標準ファントム

- ANSIに準じたBOMABファントムが適当
 - BOMABファントムの種類
 - 40K封入ファントム
 - 水ファントム
 - RIファントム
 - 体格別ファントム
- ### 校正機関の要件

- 体内放射能に関するトレーサビリティ構築と維持
- 国際相互比較試験等に参加し、精度の水準を向上

提言(2)

2. WBC測定における体格補正

- 子どもを含む一般公衆を測定対象とするWBCでは、**体格別ファントム**を用いてレスポンスの体格依存性を評価し、体内放射能を適切な精度で測定が行えるように測定条件を決定する。
- 上記に用いる体格別ファントムにはANSIに規定される体格別BOMABファントムが適当である。
- 後の再評価のために、被検者の身長・体重を可能な範囲で取得しておくことが望ましい。

3. WBCの点検・校正

- 使用者が行う**使用前点検**と製造元が行う**定期点検**がある。前者の点検は温度変化によるゲインシフトを生じやすい**Nal(Tl)検出器の調整や異常の早期発見**を主たる目的とし、後者の点検は製造元が**装置の性能が仕様の基準範囲内**であることを確認することを主たる目的とする。
- 校正にはエネルギー校正、半値幅校正、計数効率校正がある。上記の点検が適切な頻度で行われていれば、所定のファントムを用いた計数効率の校正は**概ね3年**に一度の頻度で行うことで十分である。また、所定のファントムとの相対レスポンスが評価された線源等による計数効率の確認は毎年行うことが望ましい。

提言(3)

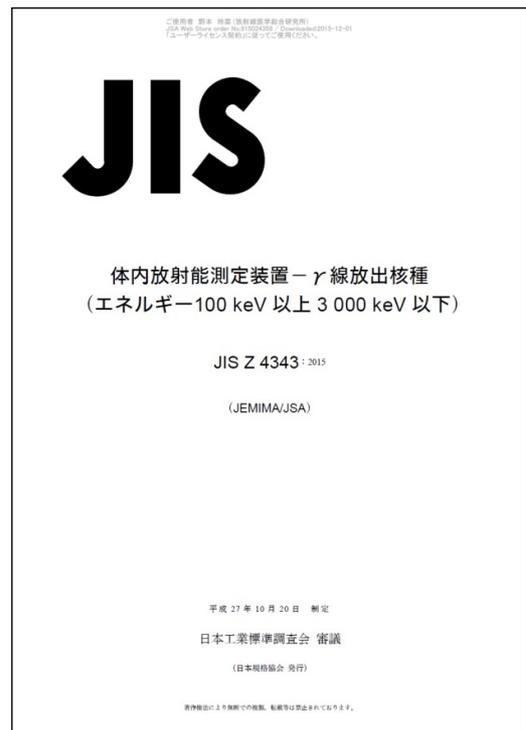
4. WBC測定に基づく内部被ばく線量評価

- 福島原発事故以降、多数の住民の内部被ばく検査がWBCを用いて行われ、内部被ばく線量が評価された。適用された2種類の摂取シナリオである急性摂取シナリオと日常的な摂取シナリオは、いずれも合理的かつ適切な仮定であったが、緊急被ばく状況から現存被ばく状況への移行期においてどちらの摂取シナリオを用いるべきか、また、どのような判断で摂取シナリオを変更すべきか等に関して今後検討する必要がある。

55

補遺 日本工業規格JIS Z4343「体内放射能測定装置 γ線放出核種(エネルギー100 keV以上3000 keV以下)」の制定について

- 平成25年度に一般社団法人日本電気計測器工業会を事務局として原案作成が行われた、体外計測器に係る日本工業規格(JIS)が、平成27年10月20日付で制定された。本JISは100keVから3,000keVのγ線放出核種の放射能測定に関わる要求性能や試験方法等が標準化されており、IEC61582:2004 "Radiation protection instrumentation – In vivo counters – Classification, general requirements and test procedures for portable, transportable and installed equipment"を対応国際規格としている。なお、工業製品に係る標準であるというJISの性質から、装置の校正及び維持管理方法、スペクトル解析方法、測定結果の取り扱い(内部被ばく線量評価を含む)等は規格の範囲外である。



56